

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

**В. В. Шликов**

# **МЕДИЧНІ МІКРОПРОЦЕСОРНІ СИСТЕМИ**

*Практикум*

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського  
як навчальний посібник для студентів,  
які навчаються за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» та 152 «Метрологія та  
інформаційно-вимірювальна техніка»*

Київ  
КПІ ім. Ігоря Сікорського  
2018

Рецензенти: *Лебедєв В.О., д.т.н., професор*

*Соломін А.В., к.ф.-м.н., доцент*

Відповідальний

редактор *Зубчук В.І., к.т.н., доцент*

*Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол № 1 від 27.09.2018 р.)  
за поданням Вченої ради факультет біомедичної інженерії (протокол № 1 від 07.09.2018 р.)*

Електронне мережне навчальне видання

*Шликов Владислав Валентинович, канд. техн. наук, доцент*

# МЕДИЧНІ МІКРОПРОЦЕСОРНІ СИСТЕМИ

Медичні мікропроцесорні системи: Практикум [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 163 «Біомедична інженерія» та 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»/ В.В. Шликов; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 2,2 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 111 с.

Практикум з дисципліни «Медичні мікропроцесорні системи» містить практичні заняття та лабораторні роботи, що виконуються за допомогою програмного забезпечення в середовищі програмування Code Composer Studio для цифрових мікропроцесорів сімейства Texas Instruments DSK64xx та моделювання інтерфейсів електровимірювальної апаратури з використанням програмного та інформаційного забезпечення засобів National Instruments LabVIEW. Навчальне видання рекомендовано для вищих навчальних закладів України з викладанням спеціальностей 163 «Біомедична інженерія» та 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка».

© В. В. Шликов, 2018

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018

## ЗМІСТ

<b>Вступ .....</b>	<b>3</b>
<b>1. Загальні відомості з сигнальних процесорів TMS320C62x/C67x .....</b>	<b>4</b>
1.1. Цифровий сигнальний процесор TMS320C6455 .....	6
1.2. Інструменти програмування сигнальних процесорів .....	12
1.3. Засоби проектування DSP Test Integration VIs .....	14
<b>2. Медичні прилади з мікропроцесорним управлінням .....</b>	<b>17</b>
2.1. Цифровий стетоскоп .....	19
2.2. Автоматизовані зовнішні дефібрилятори .....	23
2.3. Цифровий аналізатор газів крові .....	28
2.4. Комп'ютерний томограф .....	35
2.5. Устаткування для діалізу або «штучна нирка» .....	42
2.6. Прилад СРАР постійного позитивного тиску в дихальних шляхах .....	47
2.7. Апарат штучної вентиляції легенів .....	52
2.8. Ультразвукові системи .....	56
2.9. Цифровий тонометр і пульсоксиметр .....	62
<b>3. Проектування системи добового моніторингу ЕЕК .....</b>	<b>70</b>
3.1. Блок-схема добового моніторингу ЕЕК .....	73
<b>4. Проектування мікропроцесорного вимірювача на основі датчика з ШІМ-виходом</b>	<b>83</b>
4.1. Монітор пацієнта і портативний медичний вимірювач .....	87
<b>5. Телемедичні системи динамічного спостереження .....</b>	<b>97</b>
5.1. Блок-схема діагностичного пункту .....	102
<b>Література .....</b>	<b>111</b>

## Вступ

Метою практичних занять та лабораторних робіт з дисципліни «Медичні мікропроцесорні системи», виконуваних за допомогою програмного забезпечення в середовищі програмування мікропроцесорів Texas Instruments (Code Composer Studio) і цифрових мікропроцесорів сімейства Texas Instruments DSK6400, моделей електровимірювальної апаратури з використанням програмного та інформаційного забезпечення засобів National Instruments LabVIEW 2010, є:

- вивчення принципів побудови цифрових електронних компонентів мікропроцесорних систем;
- моделювання режимів керування мікропроцесорними системами;
- придбання навичок роботи з електровимірювальною апаратурою;
- придбання навичок перевірки працездатності приладів з мікропроцесорним управлінням;
- придбання навичок підготовки, проведення та документування результатів досліджень функціонування мікропроцесорних систем.

В результаті виконання лабораторних робіт студент повинен вміти остаточно формулювати вимоги до параметрів мікропроцесорної системи (МПС). При виборі типу мікроконтролеру (МК) для проектування МПС необхідно навчитись враховувати наступні основні характеристики:

- можливості периферійних пристроїв;
- обсяг ПЗУ програм і ОЗУ даних і можливості їх нарощування;
- набір команд і способів адресації;
- розрядність;
- швидкодія;
- вимоги до джерела живлення і споживаної потужності;
- можливість поставки в різних варіантах конструктивного виконання;
- вартість в різних варіантах виконання;
- наявність і доступність ефективних засобів програмування і налагодження МК.

Завдання на лабораторні дослідження розраховані на 2 академічні години. Результати проведених досліджень і вимірювань повинні бути задокументовані і в кінці заняття

представлені викладачу. За виконаної лабораторної роботи складається звіт, який повинен містити:

1. Титульний аркуш звіту.
2. Теоретичні відомості з теми дослідження.
3. Схеми МПС, на яких проводилися дослідження та вимірювання.
4. Програмний код, що ілюструє досліджені процеси.
5. Висновки за результатами досліджень і вимірів.
6. Відповіді на контрольні питання.

### **1. Загальні відомості з сигнальних процесорів TMS320C62x/ C64x /C67x**

Серія цифрових сигнальних процесорів (DSP) TMS320C62x/ C64x /C67x складається з трьох основних частин:

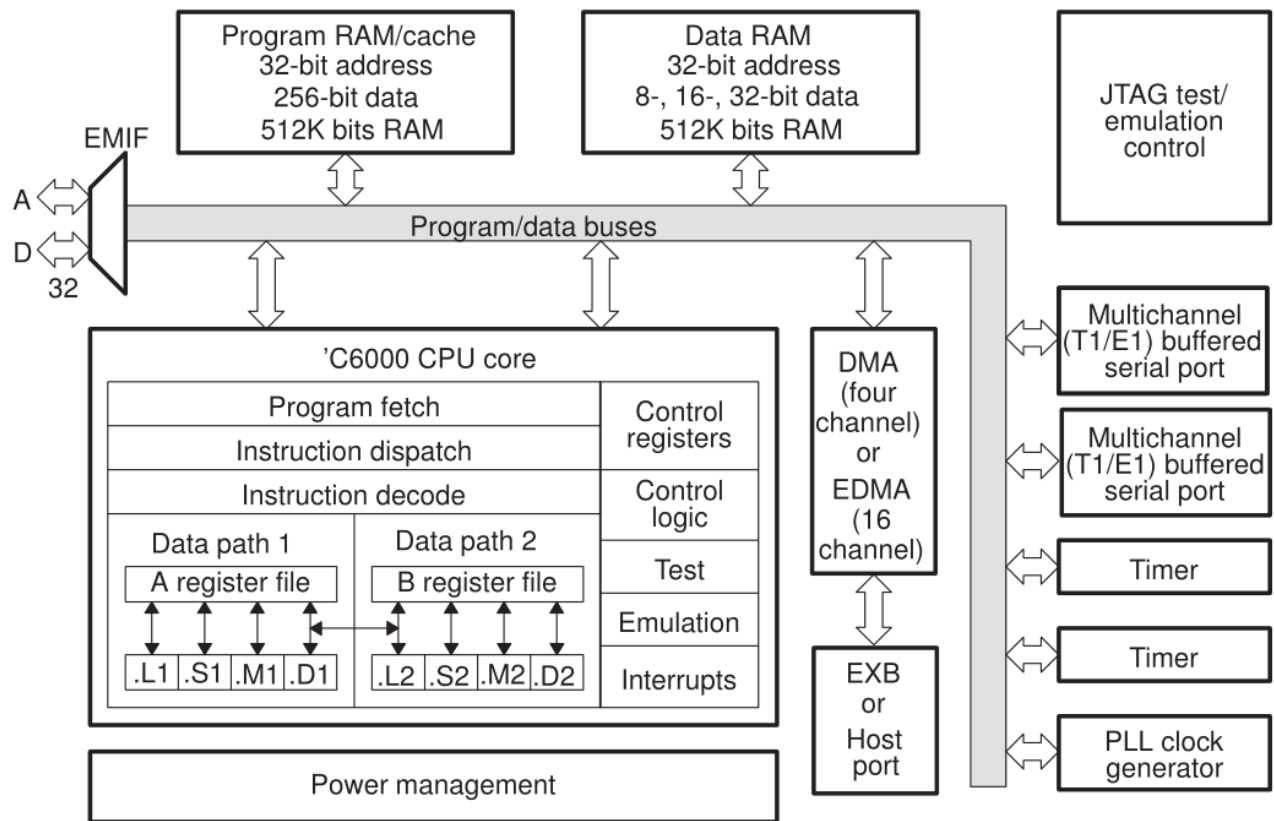
- процесор (або ядро) C62x / C64x / C67x;
- периферійні пристрої;
- пам'ять.

Обчислювальне ядро виконує математичну обробку, звертаючись до програми, що міститься в пам'яті програм, і даних, що містяться в пам'яті даних. Пам'ять програм містить програми, які цифровий сигнальний процесор використовує для обробки даних. Пам'ять даних містить інформацію і дані, які необхідно обробляти. Підсистема вводу / виводу має інтерфейс, що забезпечує спектр функцій для комунікації з периферійними пристроями.

Блок-схема для пристроїв на основі процесорів TMS320C62x / C64x / C67x представлена на рис. 1.1.

Блок-схема включає цифрові пристрої, що складаються з мікросхем пам'яті програм (Program RAM) та пам'яті даних (Data RAM), які можуть бути налаштовані як кеш пам'ять. Паралельність коду програми визначається під час компіляції та виконується апаратними засобами процесору, оскільки в ході виконання не відбувається перевірка залежностей даних. У пам'яті програм розміщується 256-бітна програма, яка отримує доступ до вісьмох 32-бітних інструкцій кожного циклу. Периферійні пристрої включають в себе контролер

прямого доступу до пам'яті (DMA), логіку вимкнення, інтерфейс зовнішньої пам'яті (EMIF), послідовні порти, шину розширення (EXB) або порт хоста (Host Port) та таймери (Timer).



**Рис. 1.1. Блок-схема для пристроїв на основі процесорів TMS320C62x/ C64x / C67x**

Платформа сигнальних процесорів TMS320C6000 включає в себе мікросхему пам'яті для програм та даних, які можуть бути використані як кеш-пам'ять (Cache). Крім того, інтерфейс зовнішньої пам'яті (EMIF) може використовуватися для включення зовнішньої пам'яті типу "C6000". Загальний діапазон адресної пам'яті сигнальних процесорів TMS320C6000 становить 4 Гбайт, що відповідає 32-розрядному представленню внутрішньої адреси. Кожна карта пам'яті поділена на внутрішню пам'ять програм, внутрішню пам'ять даних, зовнішній простір пам'яті та внутрішній периферійний простір.

Процесор має два шляхи передачі даних (A і B), які забезпечують обробку. Кожен шлях даних має чотири функціональні одиниці (.L, .S, .M і .D) і регістровий файл, що містить 16 і 32-розрядні регістри. Функціональні одиниці виконують операції логіки (Control Logic),

переміщення, множення, формування адресу і організації переривів (Interrupts). Усі інструкції, крім операції завантаження та зберігання, працюють у регістрах. Два пристрою обробки даних (.D1 та .D2) несуть виключну відповідальність за всі операції передачі даних між регістровими файлами та пам'яттю.

Регістрові файли загального призначення (Control Registers) підтримують 32-бітні та 40-бітні дані з фіксованою точкою. 32-розрядні дані можуть міститися в будь-якому регістрі загального призначення, а 40-бітні дані розміщуються в двох регістрах. Кожний функціональний модуль безпосередньо читає та записує дані до регістрового файлу в межах власного шляху передачі даних. Тобто одиниці .L1, .S1, .D1 та .M1 записують дані у реєстраційний файл А, а блоки .L2, .S2, .D2 та .M2 записують дані у реєстраційний файл В.

Внутрішня пам'ять даних складається з двох блоків із восьми 16-бітних банків. Це дозволяє процесору паралельно завантажувати дані з подвійною точністю у тому ж циклі, що й доступ до даних за допомогою DMA. Інтерфейс зовнішньої пам'яті (EMIF) включає синхронне динамічне ОЗУ (SDRAM), синхронне пакетне ОЗУ (SBSRAM) та асинхронну пам'ять, забезпечує зв'язок процесору з зовнішньою пам'яттю. Інтерфейс EMIF дозволяє читання 8-бітної та 16-бітної пам'яті, а також підтримку завантаження даних з модулів пам'яті (EEPROM, EPROM та PROM), підтримує високопродуктивні інтерфейси SDRAM.

Таймери (Timer) мають два режими сигналізації, і можуть бути синхронізовані внутрішнім або зовнішнім джерелом. Кожен таймер має вхідний вивід (TINP) і вихідний вивід (TOUT). Вивід TINP може використовуватися як вхід загального призначення, а вивід TOUT можна використовувати як загальнодоступний вихід. Використання другої системної шини (Program / Data Buses) для пристроїв введення / виводу (I / O) забезпечує розділення зовнішніх пристроїв між двома портами (Serial Port).

### **1.1. Цифровий сигнальний процесор TMS320C6455**

Цифрові сигнальні процесори (ЦСП) TMS320C64x (в т.ч. DSP TMS320C6455) – є високопродуктивними ЦСП з фіксованою точкою на основі платформи TMS320C6000. Платформа C6455 розроблена на базі архітектури третього покоління VelociTI з підтримкою довгих слів інструкції (VLIW), яка розроблена Texas Instruments і робить даний ЦСП ідеальним вибором для застосування в відео і телекомунікаційному обладнанні, системах

обробки зображень, медичних додатках і системах для організації відеоконференції. ЦСП C64x має сумісність знизу вгору по програмному коду з попередниками, які виконані на основі платформи ЦСП C6000.

Блок-схема процесору DSP TMS320C6455 представлена на рис. 1.1.1.

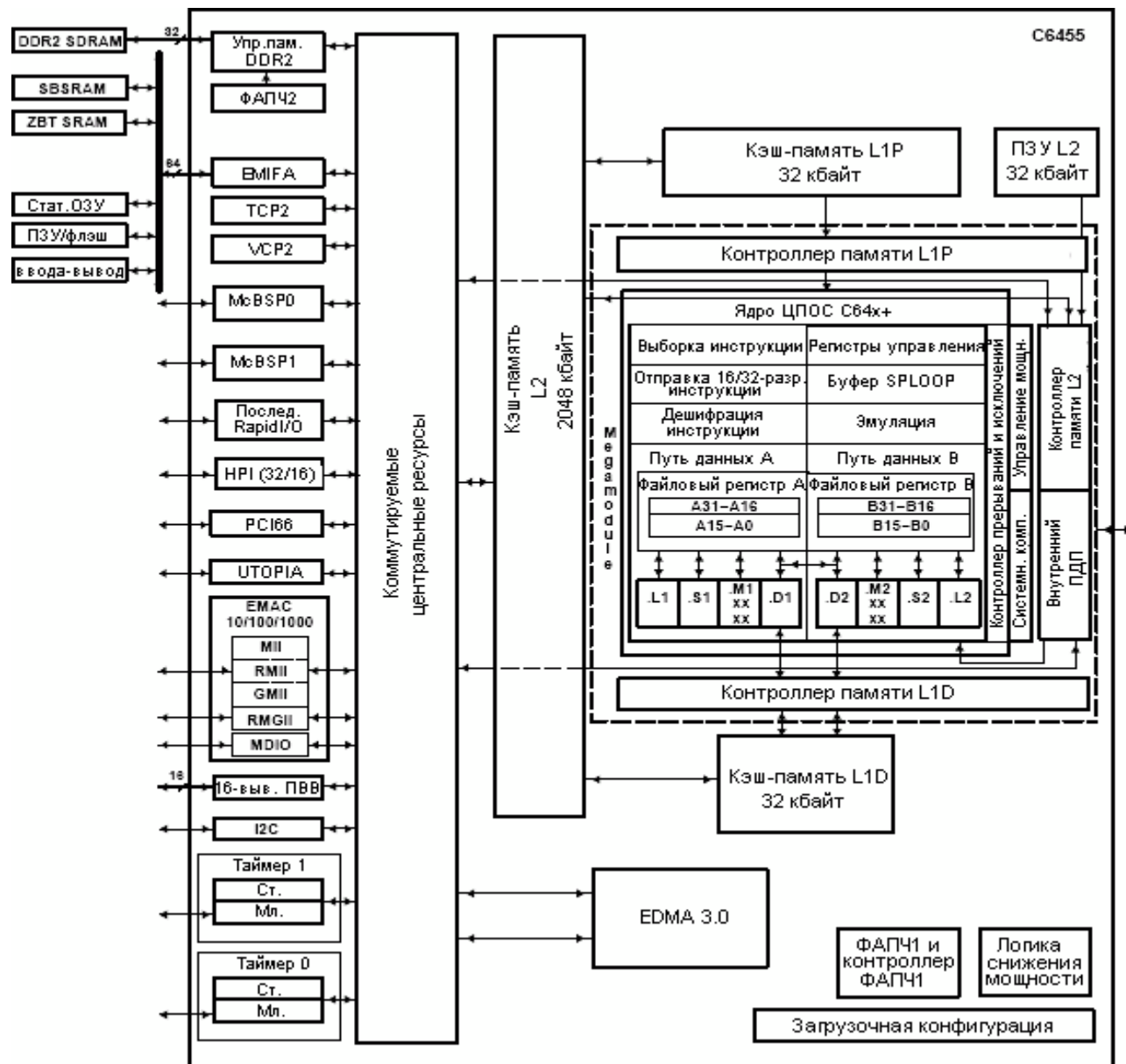


Рис. 1.1.1. Блок-схема процессору DSP TMS320C6455

Процесори TMS320C64x виготовляються за технологією 90 нм і на тактовій частоті 1 ГГц забезпечують продуктивність 8000 мільйонів інструкцій у секунду (або 8 млрд. 16-



розр. множень-накопичень в секунду), що робить C6455 вигідним інструментарієм для вирішення складних завдань цифрової обробки. C6455 має операційну гнучкість високопродуктивних контролерів і обчислювальні можливості матричних процесорів.

Основні характеристики і відмінні особливості процесору TMS320C6455:

1. Високопродуктивний ЦСП з фіксованою точкою (C6455)

- тривалість циклу інструкції 1,39; 1,17; 1 нс
- тактова частота 720 МГц, 850 МГц, 1 ГГц
- вісім 32-розрядних інструкцій / цикл
- 5760, 6800, 8000 мільйонів інструкцій у секунду
- 5760, 6800, 8000 мільйонів множень-накопичень в секунду (16 розрядів)
- комерційний температурний діапазон (0°C ... +90°C)

2. Ядро ЦСП TMS320C64x

- спеціалізована інструкція SPLOOP
- компактні інструкції (32- / 16- розрядів)
- розширення набору інструкцій
- обробка винятків

3. Архітектура TMS320C64x з мегамодульною пам'яттю L1 / L2

- кеш-пам'ять програм L1P розміром 256 Кбіт (32 Кбайт) (таблична організація)
- кеш-пам'ять даних L1D розміром 256 Кбіт (32 Кбайт) (2-шляхової асоціативний набір)
- об'єднане ОЗУ / кеш-пам'ять L2 розміром 16Мбіт (2048 Кбайт) (гнучке розташування ОЗУ / кеш-пам'яті)

- лічильник відміток часу

4. Розширений співпроцесор дешифратора Viterbi (VCP2)

- підтримка до 694 AMR 7.95 Кбіт / с.
- програмовані параметри коду

5. Розширений співпроцесор турбодешіфратора (TCP2)

- підтримка до восьми 2 Мбіт / с 3GPP (6 ітерацій)
- програмовані параметри турбокодів і параметри дешифрування

6. Підтримка прямого (Little Endian) і зворотного (Big Endian) порядку байта

7. Інтерфейс 64-розрядний / 133 МГц зовнішньої пам'яті
  - безпосереднє підключення до асинхронної пам'яті (статичне ОЗУ, флеш-пам'ять і СП ПЗУ) і синхронної пам'яті (SBSRAM і ZBT SRAM)
  - підтримка підключення до стандартних синхронних пристроїв і спеціалізованої логіки (FPGA, CPLD, ASIC)
  - загальний адресуємий простір зовнішньої пам'яті 32 Мбайт
8. Контролер пам'яті 32-розрядний DDR2 (DDR2-500 SDRAM)
9. Контролер EDMA (64 незалежних канали)
10. Чотири 1-х послідовних каналу RapidIO (або один 4х), сумісний з версією 1.2
  - швидкості передачі 1.25-, 2.5-, 3.125 Гбіт / с.
  - передача повідомлень, підтримка DirectIO, розширення для управління обробкою помилок і управління завантаженням каналу
  - введення-виведення, сумісний з IEEE 1149.6
11. Інтерфейс хост-порту 32/16-разр (HPI)
12. Ведучий / підлеглий інтерфейс PCI 32-разр. / 66 МГц / 3.3В-ий, що відповідає вимогам PCI 2.3
13. Одна шина I2C
14. Два багатоканальних буферизованих послідовних порти (McBSP)
15. Контролер 10/100/1000 Мбіт / с Ethernet MAC (EMAC)
  - сумісність з IEEE 802.3
  - підтримка декількох медіа-незалежних інтерфейсів (MII, GMII, RMII і RGMII)
  - 8 роздільних каналів передачі (TX) і 8 роздільних каналів прийому (RX)
16. Два 64-розрядних таймера загального призначення, які можуть працювати як чотири 32-розрядних таймера
17. Універсальний інтерфейс тестування і роботи для АТМ (UTOPIA)
  - підлеглий АТМ-контролер 2 рівня UTOPIA
  - 8-розрядний прийом і передача на частоті до 50МГц в одному напрямку
  - формат комірки до 64 байт, що визначається користувачем
18. Загального призначення 16 ліній введення-виведення
19. Системна ФАПЧ і контролер ФАПЧ

- 20. Додаткова ФАПЧ і контролер ФАПЧ для ЕМАС і контролера пам'яті DDR2
- 21. Граничне сканування відповідно до? IEEE-1149.1 (JTAG)
- 22. Корпус з матричним розташуванням сферичних виводів (BGA) 697-вивідний (суфікс ZTZ), крок висновків 0.8 мм
- 23. КМОП-технологія 0.09 мкм з 7-рівневою мідною металізацією
- 24. Живлення 3.3-, 1.8-, 1.5-, 1.2-В введення-виведення, внутрішнє живлення 1.2В

**Ядро процесора.** Ядро ЦСП С64х складається з 8 функціональних блоків, двох регістрових файлів і двох каналів даних. За аналогією з іншими ЦСП С6000, два з восьми функціональних блоків є множинними пристроями або блоками ".М". Кожен блок .М у С64х виконує чотири множення-накопичення 16 x 16 за цикл синхронізації. Якщо використовується тактова частота 1 ГГц, то це означає продуктивність 8 млрд. 16-разр. множень-накопичень в секунду. Крім того, кожен множинний пристрій ядра С64х може обчислити одне множення-накопичення в форматі 32 x 32 або чотири множення-накопичення в форматі 8 x 8 за цикл синхронізації.

**Послідовний інтерфейс.** С6455 містить послідовний інтерфейс RapidIO. Даний високопродуктивний пристрій істотно покращує системні робочі характеристики і знижує вартість системи при роботі з програмними додатками, де потрібна установка на платі декількох ЦСП, наприклад, відео або телекомунікаційне обладнання, медичне обладнання або системи обробки зображень.

**Організація пам'яті.** ЦСП С6455 інтегрує велику кількість пам'яті, яка організована як дворівнева система. Пам'ять програм і пам'ять даних 1 рівня (L1) має розмір 32 Кбайт. Дана пам'ять може бути налаштована як табличне ОЗУ, кеш-пам'ять або деяка комбінація двох. У режимі кеш-пам'яті пам'ять програм L1 (L1P) є кеш-пам'яттю з табличним доступом (Direct Mapped Cache), а пам'ять даних L1 (L1D) є кеш-пам'яттю з 2-канальним асоціативним доступом. Пам'ять 2 рівня (L2) спільно використовується в якості пам'яті програм і даних із загальним розміром 2 Мбайт. Пам'ять L2 може також функціонувати, як табличне ОЗУ, кеш-пам'ять або деяке сполучення двох. Модуль С64х також містить 32-розрядний конфігураційний порт, контролер внутрішнього ПДП, системні компоненти для управління скиданням / завантаженням, управління перериваннями / винятками, управління зниженням потужності і 32-розрядний таймер.

**Склад периферійних пристроїв.** До складу периферійних пристроїв входять: шинний модуль I2C; два багатоканальних буферизованих послідовних порту (McBSP); 8-розрядний підлеглий порт UTOPIA; два 64-розрядних таймера загального призначення, які можуть працювати як чотири 32-розрядних таймера; 16- або 32-розрядний інтерфейс хост-порту (NPI16 / NPI32), який конфігурується користувачем; інтерфейс PCI; 16-вивідний порт введення-виведення загального призначення (GPIO) з програмованими режимами генерації переривань / подій; контролер медіа-доступу 10/100/1000 Ethernet (EMAC), який є ефективним інтерфейсом між ядром процесора C6455 і мережею; модуль управління введенням-виведенням даних (MDIO) (є частиною EMAC), який безперервно опитує всі 32 адреси MDIO з метою перебору всіх фізичних пристроїв в системі; інтерфейс зовнішньої пам'яті (64-розр. EMIFA) для безпосереднього підключення до синхронної і асинхронної пам'яті; а також 32-розрядний інтерфейс DDR2 SDRAM.

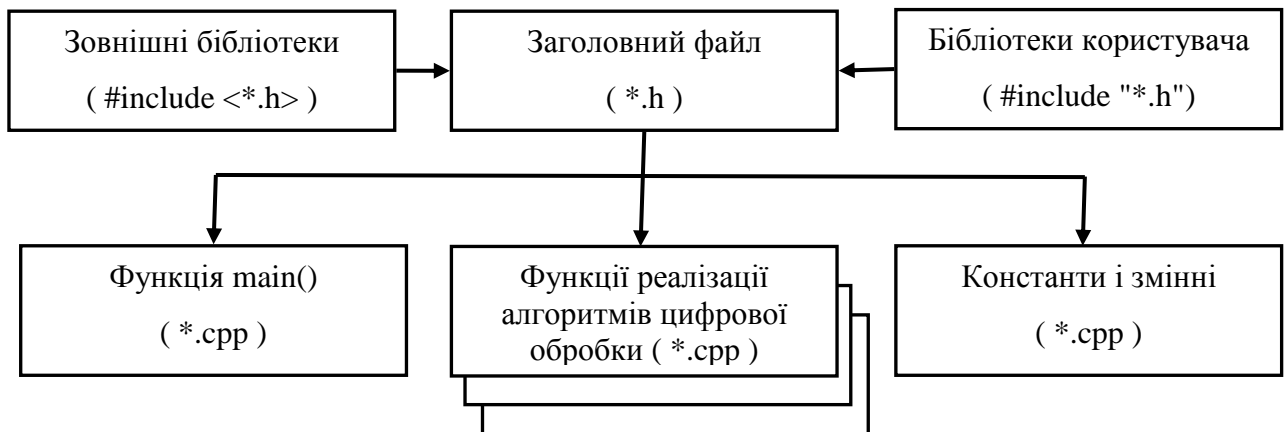
**Порти управління.** Порти I2C дозволяють C6455 легко управляти периферійними пристроями та встановлювати зв'язок з хост-процесором. Крім того, стандартний багатоканальний буферизований послідовний порт (McBSP) може використовуватися для зв'язку з периферійними пристроями, що містять послідовний інтерфейс SPI.

**Розширені співпроцесори.** C6455 містить два високопродуктивних співпроцесора – розширений співпроцесор дешифратора Viterbi (VCP2) і розширений співпроцесор турбодешифратора (TCP2), які дозволяють істотно прискорити дешифрацію каналу. VCP2 працює на тактовій частоті ЦСП поділеної на 3 та може декодувати до 694 адаптивних багатошвидкісних (AMR) голосових каналів зі швидкістю 7.95 Кбіт / с ( $K = 9$ ,  $R = 1/3$ ). VCP2 підтримує фіксовані довжини  $K = 5, 6, 7, 8, 9$ , швидкості  $R = 3/4, 1/2, 1/3, 1/4$ , а також гнучкі поліноми, при цьому, генеруючи результат програмного або апаратно. TCP2 працює на частоті ЦСП, поділеної на 3, і може декодувати до 50 каналів зі швидкістю 384 Кбіт / с або до 8 турбокодованих каналів зі швидкістю 2 Мбіт / с (допускаючи 6 ітерацій). TCP2 реалізує алгоритм "Max\*Log-Mar" і розроблений для підтримки всіх поліномів і швидкостей, необхідних 3GPP і 3GPP2, а також для повного програмування довжини посилки і турбочасового ущільнювача. Також програмуються параметри декодування, що встановлюються такими як кількість ітерацій і критерій зупинки. Зв'язок між VCP2 / TCP2 і ЦСПС організована за допомогою контролера EDMA.

## 1.2. Інструменти програмування сигнальних процесорів

Інструменти програмування TMS320C6000 мають специфічні для сигнального процесору IT-інструкції, які безпосередньо підтримуються на мові Cі. Цей набір інструкцій призначений для полегшення 16-розрядних операцій на 32-розрядній архітектурі при використанні Cі-коду. IT забезпечує C6000 сумісність з системами емуляції, які підтримують апаратне та програмне налагодження систем DSP за допомогою кабелю емуляції JTAG.

**Файлова модель цифрової обробки.** Для програмного моделювання алгоритмів цифрової обробки на процесорах (DSP) TMS320C62х/C67х може бути використана файлова модель, що представлена на рис. 1.2.1.



**Рис. 1.2.1. Файлова модель для моделювання алгоритмів цифрової обробки**

Суть даного підходу полягає в тому, що вхідні впливи і реакції на них знаходяться в файлах, які називаються тестовими векторами. При розробці конкретного алгоритму (наприклад, цифрової фільтрації) вибирають вплив, реакція на який заздалегідь відома. Обробляючи вхідний файл за допомогою програмної реалізації алгоритму, отримують вихідний файл і переконуються у відповідності розрахункового та отриманого результатів.

Основні вимоги до файлової моделі прості і полягають в наступному:

1. Наявність тільки одного заголовку (\*.h) в програмному коді. В даному файлі проводиться підключення всіх необхідних зовнішніх бібліотек, оголошення констант, масивів, функцій, макросів, призначених для користувача типів і т.д.;

2. Створення контекстної структури алгоритму, що включає всі необхідні для функціонування програми глобальні показники, константи, змінні і т.д.;

3. Відсутність статичних і динамічних змінних і констант. Якщо їх наявність необхідна, вони не повинні бути глобальними і мають включатися в контекстну структуру;
4. Створення глобальних змінних, констант, структур і масивів проводиться в одному окремому файлі (\*.cpp). Всі глобальні змінні, константи і т.п. повинні бути оголошені в одному заголовному файлі;
5. Кожна спеціальна функція має розташовуватися в окремому файлі (\*.cpp) і повинна бути оголошена у заголовку;
6. Обмін даними між спеціальними функціями здійснюється через покажчик на контекстну структуру проекту;
7. Програмний код функцій має ґрунтуватися на базових операторах мови C, яка задовольняє вимогам стандарту eXpresDSP;
8. Функції, що реалізують алгоритм цифрової обробки, не повинні бути прив'язані до конкретної задачі. Обмін даними з периферійними пристроями введення / виведення організовується через вхідний і вихідний буфер;
9. Обробка масивів здійснюється через покажчики на ці масиви, включені в контекстну структуру;
10. Функція main() не повинна включати програмний код, який реалізує алгоритм цифрової обробки сигналів. Завдання даної функції – заповнити вхідний буфер даними з файлу, викликати основну функцію алгоритму цифрової обробки і записати результат з вихідного буфера у вихідний файл.

Відповідно до структури файлової моделі на першому етапі перевіряється відповідність програмного коду у кожному файлі вимогам мови C. На другому етапі – встановлюється взаємозв'язок між частинами програми (функціями, константами, масивами, що підключаються зовнішніми бібліотеками і т.д.). Програмний код, набраний в середовищі програмування Code Composer Studio (файли з розширенням \*.h і \*.cpp), необхідно перетворити в виконуваний модуль (файл з розширенням \*.exe).

Операція створення виконуваного модуля забезпечується роботою компілятора і включає два етапи:

1. Трансляція кожного файлу з кодом програми (трансляються тільки файли з розширенням \*.cpp, заголовні файли підключаються автоматично за рахунок директиви #include <\*.h>) в об'єктні модулі (файли з розширенням \*.obj);

2. Компонування або лінковка об'єктних файлів в виконуваний модуль.

**Засоби проектування.** ЦСП TMS320C6455 підтримується повним набором засобів для проектування, в т.ч. новим Сі-компілятором, оптимізатором асемблерування для спрощення програмування і розподілу процесорного часу, а також Windows-інтерфейсом відладчика Texas Instruments (TI) Code Composer Studio для наочності виконання вихідного коду програми.

Програмна модель реалізації алгоритмів цифрової обробки сигналів повинна задовольняти вимогам стандарту eXpresDSP, що впроваджується виробником сигнальних процесорів Texas Instruments. Модель передбачає максимальну переносимість розробленого програмного Сі-коду між різними сімействами цифрових сигнальних процесорів.

### 1.3. Засоби проектування DSP Test Integration VIs

Для проектування віртуальних приладів з використанням візуальних компонентів передачі даних через порти введення / виводу (I / O) у системі розробки LabVIEW 2010 використовується спеціалізований Toolbox DSP Test Integration VIs, що містить засоби сполучення ЦСП TMS320C6455 з інтерфейсом користувача у LabVIEW (рис. 1.3.1).

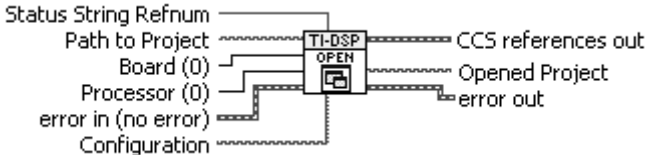
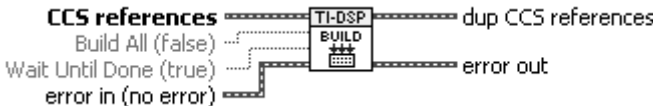




Рис. 1.3.1. Візуальні компоненти Toolbox DSP Test Integration VIs

За допомогою компонентів DSP Test Integration VIs реалізується взаємодія віртуального приладу в LabVIEW з програмним забезпеченням у додатку Texas Instruments (TI) Code Composer Studio (CCS) через виділені канали RTDX та створюється інтегроване середовище розробки (IDE) для проектування і тестування обладнання.

Перелік компонентів DSP Test Integration VIs в LabVIEW наступний: CCS Open Project, CCS Build, CCS Reset, CCS Download Code, CCS Run, CCS Halt, CCS Close Project, CCS RTDX Write, CCS RTDX Write SGL, CCS RTDX Read, CCS RTDX Read SGL, CCS Symbol to Memory Address. Призначення компонентів DSP Test Integration VIs в LabVIEW представлено у таблиці 1.1.

Табл. 1.1. Призначення компонентів DSP Test Integration VIs

Компоненти DSP Test Integration VIs	Призначення
<p>CCS Open Project</p> 	<p>Запуск коду IDE Composer Studio. Якщо CCS вже відкритий, проект відкривається без запуску іншої копії CCS.</p>
<p>CCS Build</p> 	<p>Запускає операцію збірки проекту в CCS IDE, заново створюючи скомпільований .OUT файл.</p>
<p>CCS Reset</p> 	<p>Зупиняє виконання цільового коду на процесорі TMS320C6455 і відновлює регістри процесора до їх значень за замовчуванням.</p>
<p>CCS Download Code</p> 	<p>Завантажує скомпільований .OUT файл у процесор TMS320C6455, або можна завантажити раніше складений .OUT файл, вказавши шлях до нього.</p>

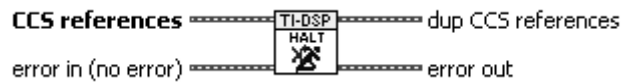


### Компоненти DSP Test Integration VIs

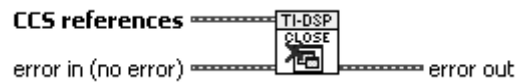
#### CCS Run



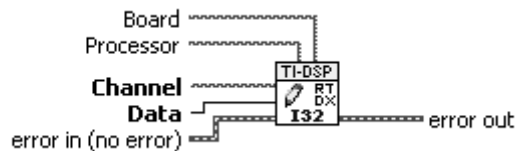
#### CCS Halt



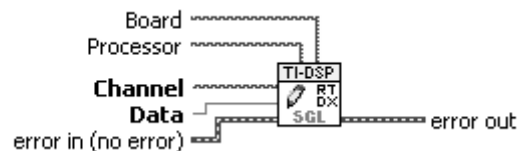
#### CCS Close Project



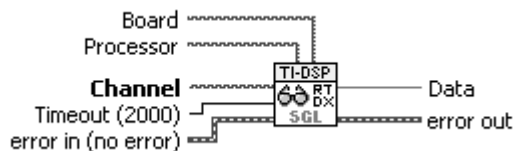
#### CCS RTDX Write



#### CCS RTDX Write SGL



#### CCS RTDX Read



### Призначення

Запускає .OUT файл у CCS IDE на процесорі TMS320C6455.

Зупиняє .OUT файл, який працює на процесорі TMS320C6455.

Закриває файл відкритого проекту (\*.pjt) і закриває всі посилання на CCS IDE.

Запис цифрових даних в канал RTDX.

Запис цифрових даних в канал RTDX у форматі SGL.

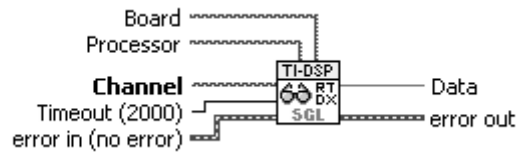
Зчитування числових даних з каналу RTDX.

### Компоненти DSP Test Integration VIs

### Призначення

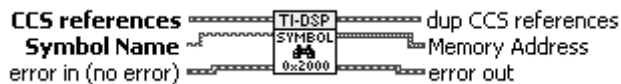
CCS RTDX Read SGL

Зчитування числових даних з каналу RTDX у форматі SGL.



CCS Symbol to Memory Address

Повертає адреси пам'яті символу для цільового коду завантаженого на процесорі TMS320C6455.



Інструментарій інтеграції компонентів DSP Test Integration VIs в LabVIEW включає в себе ідентифікатори бібліотечних функцій в CCS та VI, що використовують технологію програмного забезпечення TI Real-Time Data Exchange™ (RTDX™) для обміну даними з процесором DSP TMS320C6455 через канали RTDX. Інструментарій використовується для автоматизації обміну з компонентами VI та для роботи з проектами CCS IDE (\*.pjt) програмним шляхом. Канали RTDX для комунікацій з компонентами VI та пам'ять інструментарію VI дозволяє програмно обмінюватися даними з цільовим кодом у CCS. Інструментарій для інтеграції DSP з LabVIEW також включає в себе засоби LabVIEW Debugging Workbench для реалізації зв'язку RTDX™, який можна використовувати для взаємодії з каналами RTDX на платформах розробників, що підтримують RTDX.

## 2. Медичні прилади з мікропроцесорним управлінням

На етапі розробки структури контролера остаточно визначається склад наявних і підлягають розробці апаратних модулів, протоколи обміну між модулями, типи роз'ємів. Виконується попереднього попередження опрацювання конструкції контролера. У частині програмного забезпечення визначаються склад і зв'язку програмних модулів, мова програмування. На цьому ж етапі здійснюється вибір засобів проектування і налагодження.

Можливість перерозподілу функцій між апаратними та програмними засобами на даному етапі існує, але вона обмежена характеристиками вже обраного МК. При цьому

необхідно мати на увазі, що сучасні МК випускаються, як правило, серіями контролерів, сумісних програмно і конструктивно, але різняться за своїми можливостями (обсяг пам'яті, набір периферійних пристроїв і т.д.). Це дає можливість вибору структури контролеру з метою пошуку найбільш оптимального варіанту реалізації.

Після розробки структури апаратних і програмних засобів подальша робота над структурою МПС може бути розділена на декілька етапів. Ці етапи включають в себе розробку загальної принципової схеми, розводку топології плат, монтаж макета і його автономну налагодження.

Етап розробки алгоритму управління є найбільш відповідальним, оскільки помилки даного етапу зазвичай виявляються тільки при випробуваннях закінчених виробів і призводять до необхідності дорогої переробки всього пристрою. Розробка алгоритму зазвичай зводиться до вибору одного з декількох можливих варіантів алгоритмів, що відрізняються співвідношенням обсягу програмного забезпечення і апаратних засобів.

При цьому необхідно виходити з того, що максимальне використання апаратних засобів спрощує розробку і забезпечує високу швидкодію контролера в цілому, але супроводжується, як правило, збільшенням вартості і споживаної потужності. Пов'язано це з тим, що збільшення частки апаратних засобів досягається або шляхом вибору більш складної МПС, або шляхом використання спеціалізованих інтерфейсних схем. І те, і інше призводить до зростання вартості і енергоспоживання. Збільшення питомої ваги програмного забезпечення дозволяє скоротити число елементів МПС і вартість апаратних засобів, але це призводить до зниження швидкодії, збільшення необхідного обсягу внутрішньої пам'яті МК, збільшення термінів розробки і налагодження програмного забезпечення.

Зміст етапів розробки програмного забезпечення, його трансляції та налагодження на моделях істотно залежить від використовуваних системних засобів. В даний час ресурси МК достатні для підтримки програмування на мовах високого рівня. Це дозволяє використовувати всі переваги структурного програмування, розробляти програмне забезпечення з використанням окремих модулів.

## 2.1. Цифровий стетоскоп

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження функцій роботи з масивами в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

### Теоретичні відомості

Цифровий стетоскоп – прилад для вислуховування шумів внутрішніх органів: легенів, бронхів, серця, судин і т.д. Блок-схема стетоскопа представлена на рис. 2.1.1.

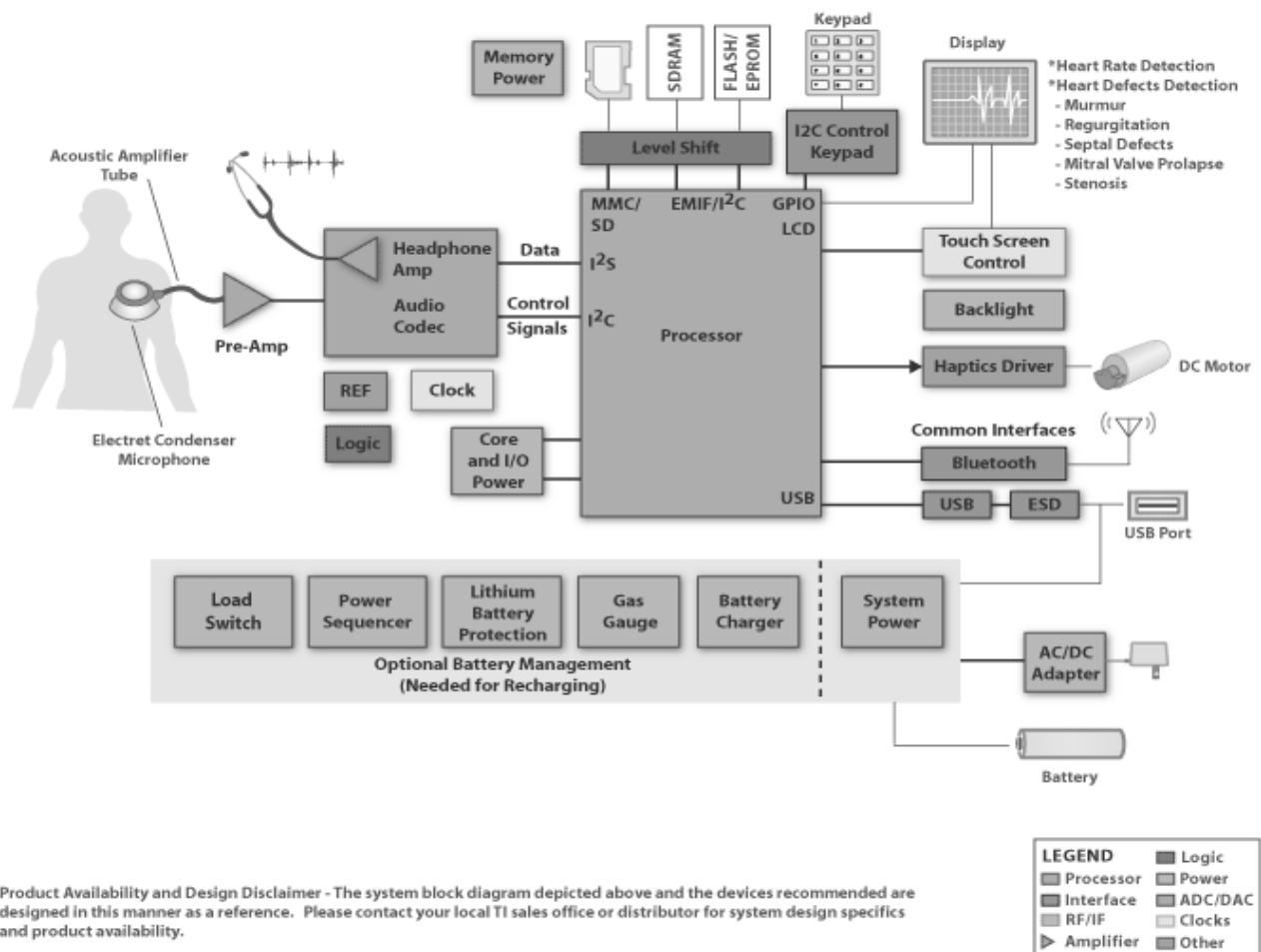


Рис. 2.1.1. Блок-схема стетоскопа

Блок-схема цифрового стетоскопу складається з декількох головних елементів:

- Microphone – звуковий датчик;
- AudioCodec (звуковий кодер-декодер), призначений для посилення і перетворення звукового сигналу мікрофона в цифрову форму, а також для зворотного перетворення

обробленого процесором сигналу в аналоговий вигляд для прослуховування його в навушниках стетоскопа;

- Processor (процесор) призначений для виконання всіх спеціальних функцій цифрового стетоскопа, включно з виконанням алгоритмів пошуку норми і дефектів серцебиття.

Для нормальної роботи стетоскопа в його склад входять такі периферійні пристрої, як MMC / SD карти пам'яті з перетворювачем рівня (Level Shift) для довгострокового зберігання даних, сенсорний дисплей з підсвічуванням (Touch Screen Control Display Backlight) для візуального відображення сигналів, додаткова клавіатура (Keypad) для керування стетоскопом, інтерфейс передачі даних Bluetooth і USB для встановлення зв'язку з комп'ютером, а також перетворювач змінної напруги із зарядним пристроєм для акумулятора.

Сучасні можливості цифрового стетоскопу:

- посилення звуку в 24 рази сильніше традиційного акустичного стетоскопа;
- система придушення небажаного шуму навколишнього середовища і організму самого пацієнта (ANR) до 75%;
- три режими фільтрації для аускультатії серця, легенів та інших звуків тіла: небажаного дзвону (20 ... 200 Гц), рухів діафрагми (100 ... 500 Гц) і фільтрації шумів у розширеному режимі (20 ... 1000 Гц);
- можливість запису, зберігання і відтворення звуків на шести звукових доріжках з нормальною і половинчастою швидкістю;
- передача записаних звуків через інфрачервоний порт на інший стетоскоп або персональний комп'ютер для подальшого аналізу отриманих звукових даних у вигляді фонокардіограмами і спектрограми;
- можливість отримувати інформацію у вигляді фонокардіограмами на моніторі персонального комп'ютера.

### **Робоче завдання**

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).

The screenshot displays the Code Composer Studio interface. On the left, there are two vertical sliders: 'Amplitude' ranging from 0 to 1000 and 'Frequency' ranging from 0 to 2000. Below these is a 'Coefficient' dropdown menu set to '128' and a 'Switch' button. The 'Waveform Graph' on the right shows a plot of Amplitude (from -1000 to 1000) versus time in milliseconds (from 0 to 47). Below the graph, there are two checkboxes: 'Original' and 'Filtered by DSP', both of which are checked. At the bottom, the 'Code Composer Studio Status' window shows 'Program Closed'. Below this, there are two status indicators: 'Read Switch' and 'Read Data in Loop', both showing a value of '0'. A 'STOP' button is located at the bottom left.

2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функцій роботи з масивами в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

21

у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 1.1.2 і рис. 1.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація даних і змінних
#define BUFFER_SIZE 32
int i;
int *ptr1, *ptr2;
int array[] = { 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10,
               11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18,
               19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26,
               27, 28, 29, 30, 31, 32};
```

2. Використати метод роботи з масивами за посиланням в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Реалізація посилання на масиви
for(i = 0; i < 32; i++)
{
    *ptr1 = array[i] + 1;
    *ptr2 = array[i] - 1;
    // Функція обробки масивів
    function (ptr2, ptr1);
}
```

3. Реалізувати процедуру обробки масивів з даними в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Функція обробки масивів
void function (int c [BUFFER_SIZE], int d [BUFFER_SIZE])
```

```

{
    int i;
    for(i = 0; i < 64; i++)
    {
        c[i] += d[i];
        d[i] += 1;
    }
}

```

Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. У чому полягає функція роботи з масивами?
2. З яких міркувань вибрано мікроконтролер Texas Instruments DSK6400?
3. Поясніть метод роботи з масивами за посиланням.

## 2.2. Автоматизовані зовнішні дефібрилятори

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та використання функції контролю відліків часу CLK в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

### Теоретичні відомості

Автоматизований зовнішній дефібрилятор (АВД) – складний мікропроцесорний пристрій, призначений для моніторингу, оцінки та автоматичного лікування пацієнтів з небезпечними для життя серцевими ритмами.

АВД реєструють ЕКГ-сигнали від електродів, проводять аналіз ритму за допомогою спеціальної програми (алгоритму) розпізнавання аритмій. Після електрокардіографічної реєстрації ритму алгоритм автоматичного зовнішнього дефібрилятора вибирає одну з двох



можливих ситуацій: вмикати або не вмикати електричний розряд. Якщо дефібрилятор повністю автоматичний, він самостійно вмикає або не вмикає розряд; напівавтоматичний АВД – дає тільки пораду у вигляді голосового повідомлення та / або виводить інформацію на екран монітора. Автоматичний зовнішній дефібрилятор може також сповістити про можливі артефакти, які виникають на електрокардіограмі.

Основні елементи дефібрилятора наступні: високовольтне джерело живлення, накопичувальний конденсатор, додатковий індуктор і електроди для дефібриляції. Дефібрилятор влаштований таким чином, що розряд його конденсатора при будь-якій кількості накопиченої енергії відбувається протягом 7 ... 10 мс ( «корисний час» запуску серця) через котушку індуктивності, за допомогою якої усувається початкова високовольтна частина розрядного струму, а тривалість розряду збільшується. В результаті, значно підвищується ефективність розряду і зменшується шкідлива дія надмірного сильного струму, що проходить скрізь серце. Крім того, наявність індуктивності в ланцюзі знижує напругу на об'єкті (тобто на грудній клітці та на самому серці) в 3 - 4 рази в порівнянні з напругою заряду конденсатора.

Багато цифрових дефібриляторів, має функцію аудіозапису з місця зупинки серця для пост-аналізу подій. Всі цифрові АВД мають функції для зберігання та вилучення моделі ЕКГ пацієнта.

До одного з входів АВД може підключатися мікрофон для запису звуку в операційній. Сигнал з мікрофона використовується для компенсації зовнішніх перешкод. Інтерфейсні сигнали, що приходять на входи АВД з електродів ЕКГ, установлених на пацієнта, мають дуже малу амплітуду ( $<10$  мВ). Тому необхідне застосування інструментального підсилювача. Інструментальні підсилювачі повинні відповідати таким вимогам: діапазон амплітуд вхідних сигналів 0,1 ... 10 мВ; високий вхідний імпеданс ( $> 5$  МОм); низький вхідний струм витоку ( $<1$  мкА); сталість частотної характеристики в діапазоні 0,1 ... 100 Гц.

Сигнали від ЕКГ і мікрофонних входів оцифровуються і обробляються DSP. Більшість АВД приладів використовують 16-розрядний процесор (типу MSP430) і, отже, добре працюють з 16-бітовим АЦП, що використовується для оцифровки ЕКГ і голосового введення. Посилений сигнал ЕКГ повинен мати в смузі частот від 0,1 Гц до 100 Гц

мінімальне співвідношення сигнал / шум 50 дБ. Аудіозаписи сигналів, як правило, мають пропускну здатність 8 кГц і мінімальне відношення сигнал / шум 65 дБ. Сигнали з мікрофонного входу також повинні бути посилені з максимальним коефіцієнтом посилення від 40 дБ, що задається програмно.

АВД може синтезувати аудіоінструкції з регульованою гучністю виходу або на спікер навушників, або на 8 Ом динамік. Для АВД найбільш підходить 16-бітний звуковий кодек TLV320AIC20, тому що він включає два канали: АЦП, ЦАП, мікрофонний підсилювач, драйвери для навушників і 8 Ом динамік з регулятором гучності, керовані окремими DSP.

Блок-схема АВД представлена на рис. 2.2.1.

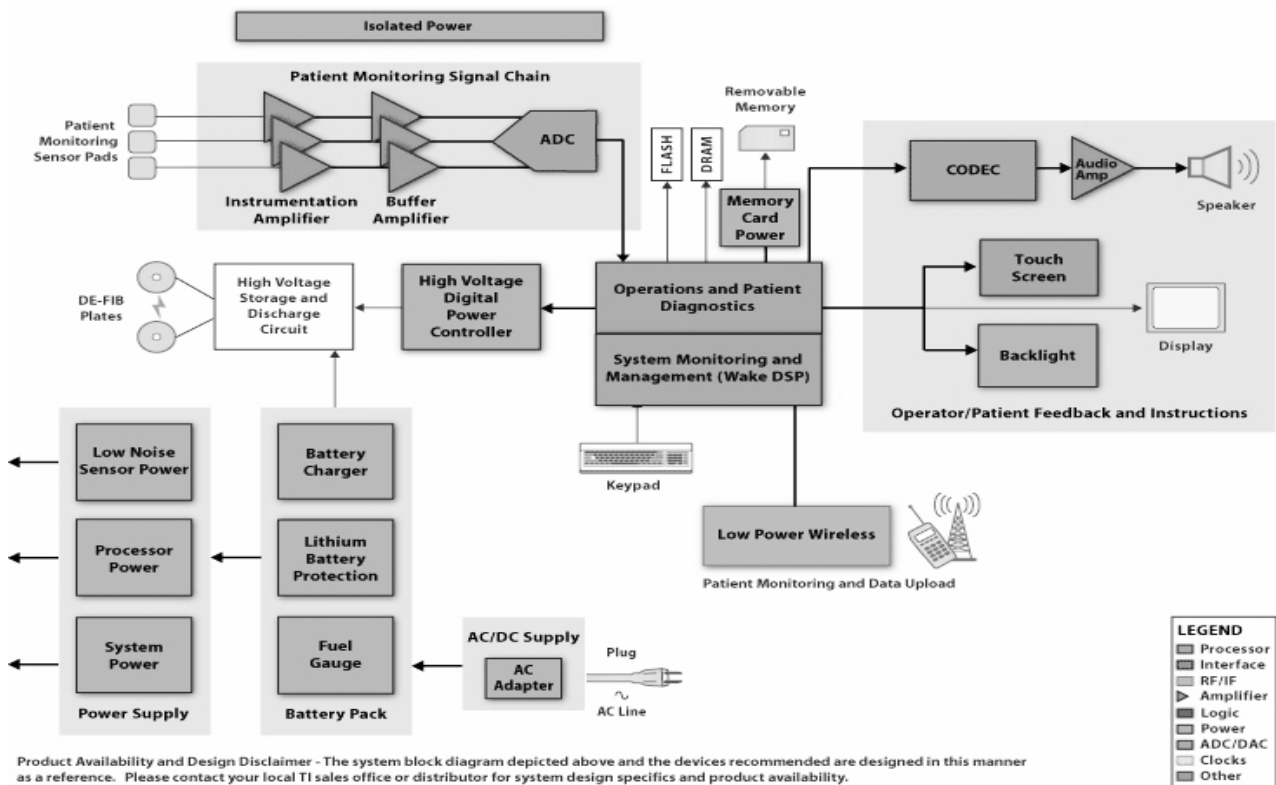


Рис. 2.2.1. Блок-схема автоматизованого зовнішнього дефібрилятора

Сучасні можливості автоматичних дефібриляторів:

– 98% – ефективність першого розряду (завданого в перші хвилини кардіальної катастрофи);

- портативність, захист від ударів, падінь, вібрації – необмежені можливості використання дефібриляторів в будь-яких екстремальних ситуаціях;
- постійна готовність до використання – відсутність необхідності постійної підзарядки пристрою, система і індикація автоматичного щоденного самоконтролю;
- біфазна форма розряду забезпечує найбільш ефективну і найменш травматичну дефібриляцію;
- автоматичний вибір потужності розряду в залежності від імпедансу тканин пацієнта, його ваги і росту, тобто вибирається максимально ефективність і найбільш безпечний розряд, який найбільш ефективно впливає на серце;
- простота і комфортність використання – управління пристроєм здійснюється за допомогою однієї кнопки;
- голосові підказки дій для персоналу – мінімізація помилок і оптимізація здійснення успішної дефібриляції;
- інтегровані електроди – електроди з клейкою основою, з низьким рівнем перехідного опору, дозволяють здійснювати індивідуально-ефективну дефібриляцію (руки персоналу звільняються для здійснення інших додаткових маніпуляцій, необхідних для проведення успішної реанімації);
- електроди неполяризовані – не потрібно втрачати час на вирішення питання з місцем накладення електродів, оскільки прилад сам вказує розміщення і встановлює поляризацію електродів;
- можливість візуалізації, архівації, протоколювання всіх подій дефібриляції в цифровому форматі на комп'ютері;
- можливість проведення приладом повної автоматичної самостійної дефібриляції без участі персоналу;
- безпеку використання, так як здійснити несанкціонований розряд неможливо, тому що при наявності нормального ритму серця дефібрилятор НЕ активізує (блокує) кнопку розряду.

### **Робоче завдання**

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).

2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функцію контролю відліків часу в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

3. Задokumentувати для звіту отримані в LabVIEW 2010 часові діаграми. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація даних і змінних
#include <clk.h>

int i, ret;

short *point;

point = (short *) 0x80000000;

/* Hardware timer counts per microsecond */

Uns counts_per_us;
```

2. Використати функцію контролю відліків часу в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Реєстрація часових відліків CLK

counts_per_us = CLK_countspms() / 1000;

for(i=0;i<(int)counts_per_us;i++)
{
    ret = ret_sum((short*)point[i],i);
}
```

3. Реалізувати процедуру накопичення часових відліків часу в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Функція накопичення часових відліків
```

```

int ret_sum (short array[restrict], int N)
{
    int count, sum;
    sum = 0;
    for(count=0 ; count < N ; count++)
        sum += array[count];
    return(sum);
}

```

Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. Поясніть призначення програмної бібліотеки CLK.h?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягає функція контролю відліків часу?

## 2.3. Цифровий аналізатор газів крові

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження функцій керування програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

### Теоретичні відомості

Аналізатор газів крові є інструментом, що використовується для вимірювання парціального тиску кисню, вуглекислого газу, окису вуглецю та азоту в крові.

Основні підсистеми аналізатора газів крові наступні:

– Аналоговий інтерфейс. Сигнали з датчиків хімічного аналізатора після мультиплексування посилюються і оцифровуються для наступної обробки. Коефіцієнти

підсилення сигналів з сенсорів (Sensor Amplifiers) підбираються так, щоб забезпечити однаковий діапазон сигналів від сенсорів на вході АЦП.

– Мікроконтроллер TMS320C55X виконує аналіз процесів, що обумовлені газами в крові та управління інтерфейсом пам'яті і периферійних пристроїв.

– ЖК-дисплей для відображення даних.

– Система управління живленням. Перетворює напругу від акумулятора в напругу, яка необхідна для роботи різних функціональних блоків.

– Аналоговий зворотний зв'язок. Перетворює сигнал з цифрового виходу мікроконтролера в аналоговий сигнал для самостійної калібровки на після вхідного датчика. При самоконтролі системи мікроконтролера генерує сигнал заданої форми і перевіряє його проходження по всіх каналах.

Блок-схема портативного аналізатора газів крові представлена на рис. 2.3.1.

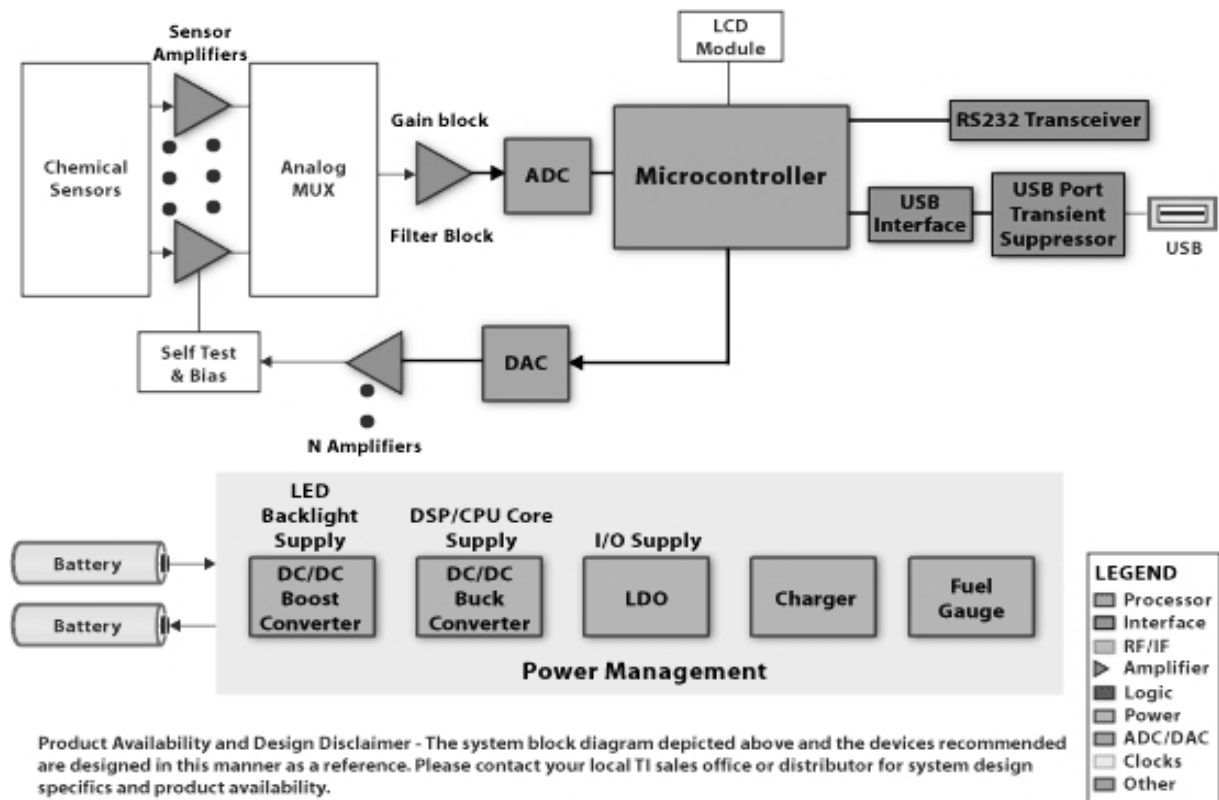
Сучасні можливості аналізатора газів крові:

1. Основні робочі принципи вимірювання: оптична флуоресценція і оптична відображена фотометрія. Флуоресціюючі молекули, що входять до складу датчика специфічно і кількісно зв'язуються з відповідним визначаючим аналітом. Датчик (сенсор)  $PO_2$  в касеті має дві функції: флуоресцентне визначення  $PO_2$  і фотометричне визначення загального гемоглобіну (tHb) і насичення киснем ( $SO_2$ ).

Аналізатор надає можливість вимірювання pH,  $PCO_2$ ,  $PO_2$ ,  $Na^{++}$ ,  $K^{+}$ ,  $Ca^{++}$ ,  $Cl^{-}$ , глюкози, гемоглобіну,  $SO_2$ . Загальна вага аналізатора становить менше 5,5 кг, що дозволяє легко його перевозити в необхідне місце. Він може працювати від власного акумулятора (до 8 год.) або від мережі.

2. Інноваційна оптична технологія. Одноразові касети, що зберігаються при кімнатній температурі. Аналіз проводиться безконтактним методом, що дозволяє уникнути регулярного сервісного обслуговування електродів, як в інших аналізаторах.

3. Широкий діапазон температур. Термостат в вимірювальному блоці прогрівається до  $37^{\circ}C$ . Це дозволяє працювати навіть в холодних приміщеннях, включаючи операційні.



**Рис. 2.3.1. Блок-схема портативного аналізатора газів крові**

4. Технологія вимірювання. Аналізатор – це мікропроцесорний інструмент, який вимірює оптичну флуоресценцію від дискретних сенсорів, які представляють оптичні електроди. Одноразова касета містить все, що потрібно для калібрування, вимірювання зразка і збору відходів. Спеціальна інформація про калібрування зчитується в аналізатор за допомогою штрих-коду. Далі касета вставляється в вимірювальний блок.

Аналізатор нагріває касету до  $37,0 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$  і виконує калібрувальну перевірку на сенсорах для  $\text{PCO}_2$  і  $\text{PO}_2$ , пропускаючи калібрувальну газову суміш уздовж сенсорів. Канал електролітів і pH калібрують за допомогою буферу, що містяться в касеті. Після проходження калібрування аналізатор вводить кров у середину касети уздовж сенсорів. Інтенсивність світлового пучка вимірюється після врівноваження з пробєю крові.

5. Типи касет:

касета B: pH,  $\text{PCO}_2$ , tHb,  $\text{SO}_2$ ;

касета E: pH,  $\text{PCO}_2$ , tHb,  $\text{SO}_2$ ,  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ;

касета E-Ca: pH, PCO<sub>2</sub>, tHb, SO<sub>2</sub>, Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Ca<sup>++</sup>;

касета E-Cl: pH, PCO<sub>2</sub>, tHb, SO<sub>2</sub>, Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Cl<sup>-</sup>;

касета E-Glu: pH, PCO<sub>2</sub>, tHb, SO<sub>2</sub>, Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>, Glu.

6. Властивості касет. Зберігаються касети при кімнатній температурі, що позбавляє від можливих проблем зі зберіганням і транспортуванням. Інформація про касеті і її калібрування зберігається в самій касеті. Автоматична аспірація зразка, що дозволяє не застосовувати потрібні реагенти, поки аналізатор не використовується.

#### 7. Робочі характеристики аналізатора газів крові:

Необхідний обсяг крові, мкл	125
Тип зразка	Цілісна кров, сироватка, плазма
Забір зразка	Автоматичний
Час аналізу	<120 с
Діапазон робочої температури, °C	10 ... 32
Відносна вологість, %	5 ... 95

#### 8. Технічні характеристики аналізатора газів крові:

<i>Вимірювані параметри</i>	<i>Діапазон вимірювань</i>	<i>Роздільна здатність</i>
pH	6,6 ... 7,8	0,001
PCO <sub>2</sub>	10 ... 200 мм. рт. ст.	0,1 мм. рт. ст.
PO <sub>2</sub>	10 ... 700 мм. рт. ст.	0,1 мм. рт. ст.
Na <sup>+</sup>	100 ... 180 ммоль / л	0,1 ммоль / л
K <sup>+</sup>	0,8 ... 10 ммоль / л	0,01 ммоль / л
Cl <sup>-</sup>	50 ... 160 ммоль / л	0,1 ммоль / л
Ca <sup>++</sup>	0,2 ... 0,3 ммоль / л	0,01 ммоль / л
Глюкоза	30 ... 400 мг / дл	0,1 мг / дл
Глюкоза	1,7 ... 22 ммоль / л	0,1 ммоль / л
tHb	5 ... 25 г / дл	0,1 г / дл
SO <sub>2</sub>	60 ... 100%	0,1%
Барометричний тиск	300 ... 800 мм. рт. ст.	0,1 мм. рт. ст.

#### 9. Розрахункові параметри аналізатора газів крові:

<i>Розрахункові параметри</i>	<i>Діапазон значень</i>
Фактичний гідрокарбонат (HCO <sub>3</sub> )	1 ... 200 ммоль / л
Надлишок підстав (BE)	-40 ... 40 ммоль / л
Додатковий надлишок клітинної рідини (BE <sub>cf</sub> )	-40 ... 40 ммоль / л
Фактичний надлишок підстав (BE <sub>cf</sub> )	-40 ... 40 ммоль / л
Буферна база (BB)	0 ... 100 ммоль / л
Загальний CO <sub>2</sub> (tCO <sub>2</sub> )	1 ... 100 ммоль / л
Стандартний гідрокарбонат (st.HCO <sub>3</sub> )	2 ... 200 ммоль / л
Стандартний pH (st. pH)	6,5 ... 8,0
Насичення киснем (SO <sub>2</sub> )	0 ... 100%



<i>Розрахункові параметри</i>	<i>Діапазон значень</i>
Вміст кисню ( $O_{2st}$ )	0...56 мл /дл
Гематокрит (Hct)	15...75%
Концентрація іонів водню ( $CH^+$ )	10...1000 ммоль / л
Альвеолярно-артеріальний градієнт кисню ( $AaDO_2$ )	0...800 мм. рт. ст.
Аніонний інтервал (AG)	3...30 ммоль / л
Стандартизований іонізований кальцій ( $pH = 7,4$ ) ( $NCa^{++}$ )	0,1...3,0 ммоль / л
$P_5O$	15...35 мм. рт. ст.

#### 10. Управління даними

Принтер	вбудований термальний
Дисплей	сенсорний
Управління	сенсорне
Інтерфейс	RS-232, АСП або ASTM формат
Пам'ять	200 результатів
Контроль якості	30 діб

#### 11. Параметри, що виводяться:

Температура пацієнта	14 ... 44°C
Гемоглобін	1 ... 26 г / дл
Тип гемоглобіну	дорослий / фетальний
Середня концентрація червоних кров'яних тілець (MCHC),%	29 ... 37
$P_5O$	15 ... 40 мм. рт. ст.
$FIO_2$	0,21 ... 1,0
RQ	0,7 ... 2,0
Пол пацієнта	М / Ж
ІН оператора	до 10 цифр
ІН пацієнта	до 10 цифр

#### Робоче завдання

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).
2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функції роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.
3. Задokumentувати для звіту отримані в експериментах часові діаграми таймеру. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація даних і змінних
#include <csl_irq.h>
#include <csl_timer.h>
/*Configure Structures */
extern far TIMER_Config timerCfg0;
extern far TIMER_Config timerCfg1;
extern far TIMER_Handle hTimer0;
extern far TIMER_Handle hTimer1;
TIMER_Config timerCfg0 =
    { 0x00000000, /* Control Register (CTL) */
      0x00000000, /* Period Register (PRD) */
      0x00000000 /* Counter Register (CNT) */
    };
TIMER_Config timerCfg1 =
    { 0x00000000, /* Control Register (CTL) */
      0x0000FFFF, /* Period Register (PRD) */
      0x00000000 /* Counter Register (CNT) */
    };
void swiFxn0(void);
void swiFxn1(void);
void ConfigureAllTimers(void);
```

2. Використати методи роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Функції налаштування таймеру
```

```

void swiFxn0(Void)
{
    SWI_post(&SWI0);
}
void swiFxn1(Void)
{
    SWI_post(&SWI1);
}
/* Configure All Timers */
void ConfigureAllTimers(void)
{
    /* Handles */
    TIMER_Handle hTimer0;
    TIMER_Handle hTimer1;
    /* Timers */
    hTimer0 = TIMER_open(TIMER_DEV0,TIMER_OPEN_RESET);
    TIMER_configArgs(hTimer0, 0x000002c0, 0x01000, 0x00000000);
    hTimer1 = TIMER_open(TIMER_DEV1,TIMER_OPEN_RESET);
    TIMER_configArgs(hTimer1, 0x000002c0, 0x00100, 0x00000000);
}

```

3. Реалізувати процедуру накопичення часових відліків таймеру в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```

// Використання програмного таймеру
/* Run Timer */
ConfigureAllTimers();
/* SWI test Started */
SWI_post(&SWI0);

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### **Контрольні питання**

1. Поясніть призначення програмної бібліотеки CSL\_Timer.h?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягає функція роботи з програмним таймером?

## **2.4. Комп'ютерний томограф**

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження функції доступу до послідовного порту в режимі DMA в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

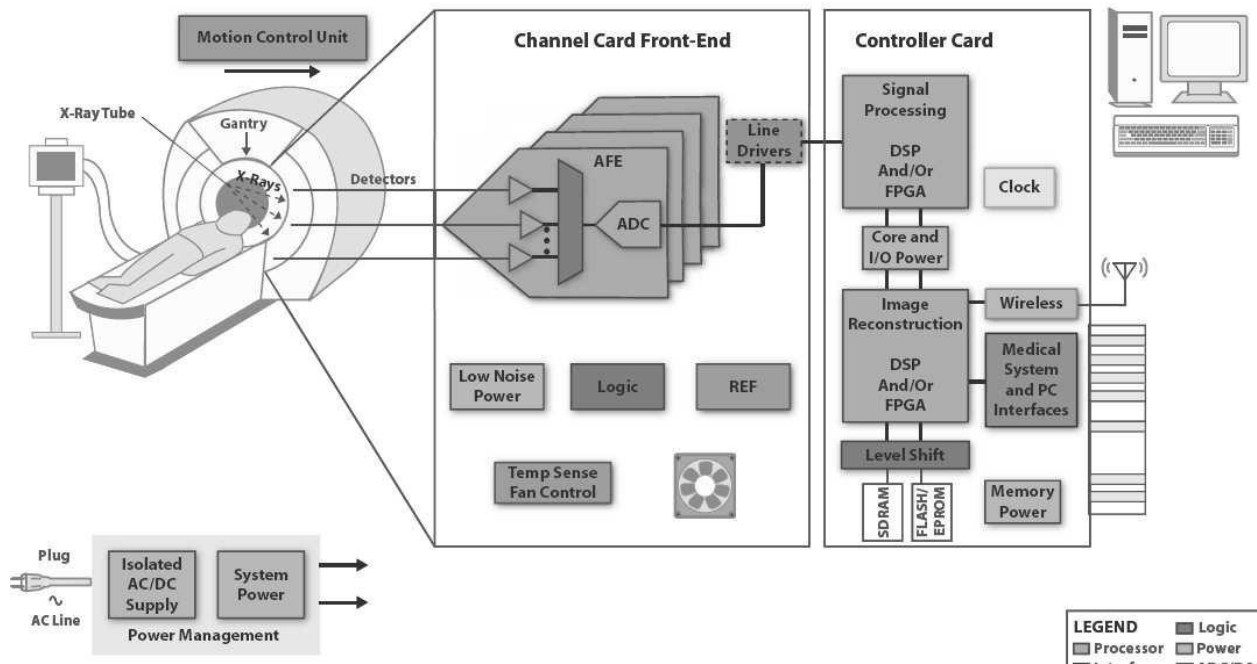
### **Теоретичні відомості**

Комп'ютерний томограф (КТ) – медичний рентгенівський діагностичний апарат, призначений для відтворення тривимірного зображення внутрішніх органів людини за даними великої серії двовимірних рентгенівських знімків, зроблених навколо однієї осі обертання. У порівнянні зі звичайною рентгенограмою зображення КТ експонатів мають значно кращу інформативність, наочність і контрастність.

Блок-схема комп'ютерного томографа представлена на рис. 2.4.1.

Комп'ютерний томограф складається з трьох основних частин:

1. Гентрі (Gantry), в якому розташовані рентгенівська трубка і кільце детекторів. Трубка, обертаючись навколо пацієнта, випромінює рентгенівські промені, які сприймаються детекторами, розташованими по окружності кільця.
2. Багатоканальний блок обробки, що складається з мультиплексорів (AFE) і АЦП (ADC). На входи мультиплексорів надходить інформація від детекторів, розташованих в гентрі (Gantry). У АЦП аналоговий сигнал перетворюється в цифровий вигляд.



**Рис. 2.4.1. Блок-схема комп'ютерного томографа**

3. Блок процесорів складається з двох DSP процесорів, один з яких приймає цифрову інформацію від мультіплексорів (AFE), а другий виконує реконструкцію зображення в тривимірний вигляд.

Для відтворення зображення органів людини в томографі реалізовані інтерфейси для підключення персонального комп'ютера або будь-якої медичної системи. Запам'ятовування інформації про пацієнта проводиться в незалежній Flash-пам'яті.

#### ***Спіральна комп'ютерна томографія.***

Спіральне сканування полягає в одночасному виконанні двох безперервних дій: обертання джерела рентгенівських променів – рентгенівської трубки, що генерує випромінювання навколо тіла пацієнта, і поступального руху столу з пацієнтом уздовж поздовжньої осі сканування через апертуру гентрі. У цьому випадку траєкторія руху рентгенівської трубки щодо осі напрямку руху столу з тілом пацієнта має форму спіралі.

На відміну від послідовної КТ швидкість руху столу з тілом пацієнта може приймати довільні значення, що визначаються цілями дослідження. Чим вище швидкість руху столу, тим більше протяжність області сканування. Важливим є те, що довжина шляху, який проходить стіл з пацієнтом за один оборот рентгенівської трубки, може бути в 1,5 - 2 рази

більше товщини томографічного шару без погіршення просторової роздільної здатності рентгенологічного зображення.

Технологія спірального сканування дозволяє значно скоротити час, що витрачається на КТ-дослідження, і істотно зменшити променеве навантаження на пацієнта.

***Багатошарова комп'ютерна томографія (МСКТ).***

Багатошарова («мультиспіральна», «мультизрізова» комп'ютерна томографія – МСКТ) була вперше представлена компанією ElscintCo. Принципова відмінність МСКТ томографів від спіральних томографів в тому, що по колу Гентрі розташовані не один, а два і більше рядів детекторів. Для того щоб рентгенівське випромінювання одночасно приймалося детекторами, розташованими на різних рядах, застосовується нова об'ємна геометрична форма пучка. Крім того, було збільшено кількість оборотів рентгенівської трубки з одного до двох в секунду. Таким чином, чотирьох спіральний МСКТ-томограф п'ятого покоління на сьогоднішній день у вісім разів швидше, ніж звичайні спіральні КТ-томограф четвертого покоління. Сьогодні в деяких сучасних клініках вже використовується 320-зрізовий комп'ютерний томограф. Ці томографи, вперше були представлені компанією Toshiba, які є новим витком еволюції рентгенівської комп'ютерної томографії. Вони дозволяють не тільки отримувати зображення, а також дають можливість спостерігати майже у реальному часі фізіологічні процеси, що відбуваються в головному мозку і в серці. Особливістю такої системи є можливість сканування цілого органу (серця, суглобів, головного мозку і т.д.) за один оборот рентгенівської трубки, що значно скорочує час обстеження, а також дає можливість сканувати серце навіть у пацієнтів, які страждають аритміями.

Переваги МСКТ перед звичайною спіральною КТ наступні:

- поліпшення часової роздільної здатності досягається за рахунок зменшення часу дослідження і кількості артефактів, що обумовлені мимовільними рухами внутрішніх органів і пульсаціями великих судин;
- поліпшення просторової роздільної здатності уздовж поздовжньої осі пов'язано з використанням тонких (1 ... 1,5 мм) і дуже тонких (0,5 мм) зрізів;
- збільшення швидкості сканування в два рази досягається зменшенням часу обороту рентгенівської трубки, в порівнянні зі звичайною спіральною КТ до 0,45 ... 0,50 с.

Все вищевідзначені нововведення у МСКТ не тільки підвищують просторову роздільну здатність, але завдяки спеціально розробленим алгоритмам реконструкції зображень дозволяють значно зменшити кількість і розміри артефактів (сторонніх елементів) на КТ-зображенні. Основною перевагою МСКТ в порівнянні з однозрізовою СКТ є можливість отримання ізотропного зображення при скануванні з субміліметровою товщиною зрізу (0,5 мм). Ізотропне зображення можливо отримати, якщо межі вокселя матриці зображення є рівними, тобто воксель приймає форму куба. В цьому випадку просторова роздільна здатність в поперечній площині і уздовж поздовжньої осі стає однаковою.

***Комп'ютерна томографія з двома джерелами випромінювання.***

DSCT (Dual Source Computed Tomography) є одним з логічних продовжень технології МСКТ. Справа в тому, що при дослідженні серця (КТ-коронарографія) необхідно отримання зображень об'єктів, які перебувають в постійному і швидкому русі, що вимагає дуже короткого періоду сканування. У МСКТ це досягалось синхронізацією ЕКГ та звичайного дослідження при швидкому обертанні рентгенівської трубки. Але мінімальний проміжок часу, необхідний для реєстрації нерухомого зрізу для МСКТ при часі обертання трубки, що дорівнює 0,33 с (або  $\approx 3$  обороту в секунду), дорівнює 173 мс, тобто часу півоберту трубки. Така часова роздільна здатність цілком достатня для нормальної частоти серцевих скорочень, а в клінічних дослідженнях показана ефективність МСКТ при частотах менше 65 ударів в хв. і близько 80 ударів в хв.

Використання двох рентгенівських трубок, розташованих під кутом  $90^\circ$ , дає часову роздільну здатність, що дорівнює чверті періоду обертання трубки (83 мс при обороті за час 0,33 с). Це дозволяє отримувати зображення серця незалежно від частоти скорочень.

Також такий апарат має ще одну значну перевагу: кожна трубка може працювати в своєму режимі (при різних значеннях напруги кВ і струму мА, відповідно). Це дозволяє краще диференціювати на зображенні близько розташовані об'єкти різної щільності. Особливо це важливо при контрастуванні судин і утворень, що знаходяться близько від кісток або імплантованих металоконструкцій. Даний ефект заснований на різному поглинанні випромінювання при зміні його параметрів у суміші крові з йодовмісними контрастними засобами при незмінності цього параметра у матеріалів з гідроксиапатиту

(основа кістки) або металів. В іншому апарати DSCT є звичайними МСКТ апаратами і мають усі їх переваги.

### **Контрастне посилення.**

Для поліпшення диференціювання органів один від одного, а також нормальних і патологічних структур, використовуються різні методики контрастного посилення (найчастіше із застосуванням йодовмісних контрастних препаратів).

Двома основними різновидами введення контрастного препарату є пероральне (пацієнт з певним режимом випиває розчин препарату) і внутрішньовенне (проводиться медичним персоналом). Головною метою першого методу є контрастування порожнистих органів шлунково-кишкового тракту; другий метод дозволяє оцінити характер накопичення контрастного препарату тканинами і органами через кровоносну систему. Методики внутрішньовенного контрастного посилення у багатьох випадках дозволяють уточнити характер виявлених патологічних змін (в тому числі досить точно вказати наявність пухлин) на тлі оточуючих їх м'яких тканин, а також візуалізувати зміни, які не виявляються при звичайному КТ-дослідженні.

Внутрішньовенне контрастування можна проводити двома способами: «ручне» внутрішньовенне контрастування та інжекторне контрастування. При першому способі контраст вводиться вручну медичним лаборантом, час і швидкість введення не регулюються, дослідження починається після введення контрастної речовини. Цей спосіб застосовується в дослідженнях на апаратах перших поколінь, але при МСКТ «ручне» введення контрастного препарату вже не відповідає значно збільшеним можливостям методу. При інжекторному контрастному посиленні контрастний препарат вводиться внутрішньовенно шприцом-інжектором з встановленою швидкістю і часом подачі речовини. Мета такого контрастного підсилення – розмежування фаз контрастування. Час сканування розрізняється на різних апаратах, при різних швидкостях введення контрастного препарату та у різних пацієнтів. В середньому при швидкості введення препарату 4-5 мл/с сканування починається приблизно через 20 ... 30 секунд після початку введення інжектором контрасту, при цьому візуалізується наповнення артерій (артеріальна фаза контрастування). Через 40 ... 60 секунд апарат повторно сканує цю ж зону для виділення портально-венозної фази, в яку візуалізується контрастування вен. Також виділяють відстрочену фазу (180 с після початку



введення), при якій спостерігається виведення контрастного препарату через сечовидільну систему пацієнта.

### **КТ-ангіографія і перфузія.**

КТ-ангіографія дозволяє отримати пошарову серію зображень кровоносних судин; на основі отриманих даних за допомогою комп'ютерної обробки з 3D-реконструкцією будується тривимірна модель кровоносної системи. Спіральна КТ-ангіографія – одне з останніх досягнень рентгенівської комп'ютерної томографії. Дослідження проводиться в амбулаторних умовах. В ліктьову вену вводиться йодовмісний контрастний препарат в обсязі ~ 100 мл. У момент введення контрастного препарату роблять серію рентгенівських сканувань досліджуваної ділянки.

КТ-перфузія. Метод, що дозволяє оцінити проходження крові через тканини організму, зокрема виконується: перфузія головного мозку; перфузія печінки.

### **Робоче завдання**

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).
2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функції роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.
3. Задokumentувати для звіту використані методи доступу до послідовного порту в режимі DMA. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### **Методичні вказівки**

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

// Ініціалізація даних і змінних

```

#include <csl.h>
#include <csl_dma.h>
#include <csl_mcbbsp.h>
extern far MCBSP_Config hMcbbsp1;
/* Configure Structures */
MCBSP_Config mcbbspCfg1 =
{
    0x28000000, // opt
    0x01900000, // src: DRR 1
    0x00000001, // cnt
    0x01900004, // dst: DXR 1
    0x00000000, // idx
    0x00000000 // rld
};
/* Handles */
MCBSP_Handle hMcbbsp;
DMA_Handle hDma1;

```

2. Виконати програмне налаштування доступу до послідовного порту в режимі DMA у середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```

// Налаштування DMA доступу
/* Once the serial port is initialized */
void HostTargetComm(void)
{
    DMA_reset(INV);
    hDma1 = DMA_open(DMA_CHA2,DMA_OPEN_RESET); // Ch. CHA2
    DMA_configArgs(
        hDma1, //Channel
        0x0A000110u, //Primary Control Register (Peripherals pp4-9)
        0x0000000Au, //Secondary Control Register
        (unsigned int) intermediate, //Source Address

```

```

        0x01710000u, //Destination Address
        0x00010080u); //Transfer Counter Register
DMA_start(hDma1);
}

```

3. Реалізувати процедуру активації доступу до послідовного порту в режимі DMA у середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```

// DMA доступ до послідовного потру
/* Initialize the library */
CSL_init();
hMcbbsp = MCBSP_open(MCBSP_DEV1, MCBSP_OPEN_RESET);
MCBSP_config(hMcbbsp, &mcbbspCfg1);
HostTargetComm();

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. Поясніть призначення програмної бібліотеки CSL\_DMA.h?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягає функція роботи з послідовним портом?

## 2.5. Устаткування для діалізу або «штучна нирка»

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження функції дискретного перетворення Фур'є у середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

## Теоретичні відомості

В апараті «штучна нирка» можна виділити наступні основні вузли: діалізатор з кровопровідними магістралями, кров'яної насос, блок електронного контролю за параметрами крові і діалізату, блок підготовки і зливу діалізату.

Блок-схема «штучної нирки» представлена на рис. 2.5.1.

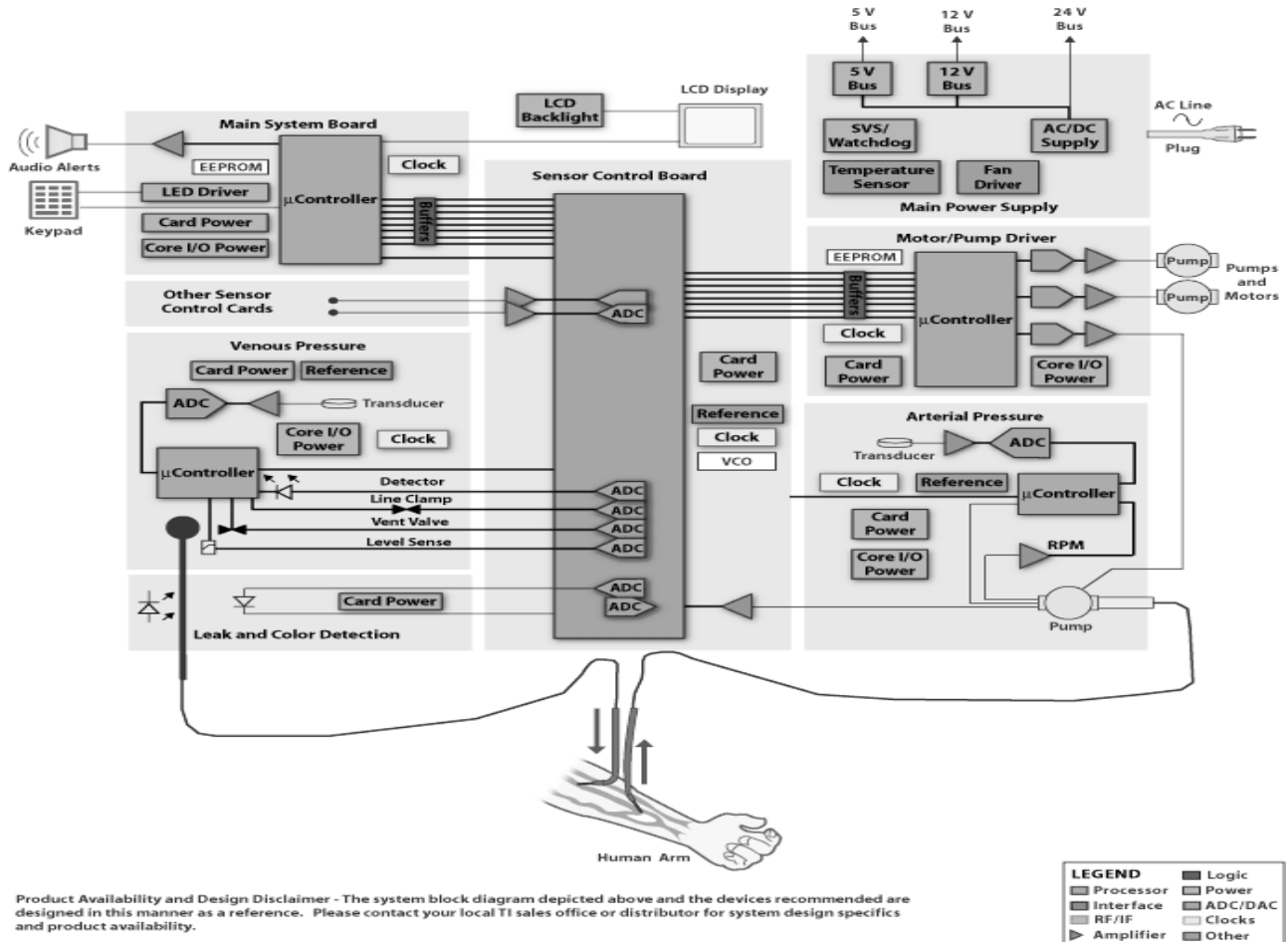


Рис. 2.5.1. Блок-схема «штучної нирки»

Блок-схема включає чотири блоки, що керуються мікроконтролерами ( $\mu$ Controller), блок контролю витрат крові і кольору діалізаторів та блок контролю (Sensor Control Board) на основі АЦП:

– Системна плата (Main System Board) призначена для загального управління, введення даних з клавіатури і видачі сигналу тривоги на динамік.

- Блок артеріального тиску (Arterial Pressure) забезпечує управління кров'яним насосом, задає обороти в залежності від результатів вимірювання артеріального тиску, отриманих з перетворювача (Transducer) і вимикає насос за сигналом тривоги.

- Блок венозного тиску (Venous Pressure) забезпечує вимір венозного тиску, управління венозним затискачем і дренажним клапаном.

- Блок визначення витрати і кольору діалізату (Leakand Colordetection), що забезпечує електронний контроль за параметрами крові і діалізату.

Одним з головних вузлів апарату «штучна нирка» є діалізатор. Він призначений для позаниркового очищення крові. Діаліз представляє «виборчу дифузію» – це переміщення речовин від високої концентрації до більш низької крізь напівпроникну мембрану. Цей процес заснований на властивості напівпроникних мембран пропускати частинки та іони розміром до 500 А і затримувати колоїдні частинки і макромолекули. В даному процесі працюють два розчини – діалізуємої (кров) і діалізату. Існують діалізатори одноразового і багаторазового застосування. До теперішнього часу створено велику кількість модифікацій діалізаторів: пластинчасті, капілярні, котушкові, спіральні та ін. Діалізатор складається з трьох-чотирьох опорних пластин і двох розділів, які утворюють «порожнини діалізату» і «порожнини крові». Порожнини діалізату і крові відокремлені один від одного напівпрозорими мембранами. У порожнині діалізату протікає діалізат, а по порожнині крові тонким шаром протікає кров. Таким чином, діалізат омиває порожнину крові.

Наступним вузлом «штучної нирки» є кров'яний насос. Він служить для нагнітання крові по магістралях з артерії в діалізатор і для повернення її після очищення в кров'яне русло хворого через вену.

Дуже важливий вузол апарату – блок електронного контролю за параметрами крові та діалізату. З його допомогою забезпечується контроль за цілісністю мембрани. Навіть при її мікропрориві (мікропошкодженні мембрани) і попаданні в діалізат невеликої кількості крові автоматично спрацьовують електронні датчики, зупиняється кров'яний насос і припиняється надходження діалізату. Контролюється також тиск крові в системі апарат-хворий і швидкість кровотоку.

Також контролюється температура діалізату, концентрація розчину, швидкість руху діалізату, величина негативного тиску в діалізаторі. У разі будь-яких порушень в системі або

відхилень від заданих параметрів негайно включається світловий і звуковий сигнал тривоги. Тоді до усунення виявленого дефекту гемодіаліз припиняється.

### **Робоче завдання**

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).
2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функції роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.
3. Задokumentувати для звіту використання функції дискретного перетворення Фур'є. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### **Методичні вказівки**

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація даних і змінних
#include <math.h>
struct COMPLEX
{
    short real;
    short imag;
};
int i, j, k;
int mx[128];
struct COMPLEX x[128];
```

2. Підготувати дані, що мають дійсну та уявну частину для застосування дискретного перетворення Фур'є в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація масиву даних
/* Change Input to k = N */
```

```

k = 32;
for(i=0;i<k;i++)
{
    x[i].real=0x7FFF * (Byte)(i);
    x[i].imag=0;
}
DFT(k, x);
for(j=0;j<k;j++)
{
    mx[j] = (x[j].real*x[j].real + x[j].imag*x[j].imag);
    mx[j] = mx[j] << 1;
}

```

3. Реалізувати функцію дискретного перетворення Фур'є в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```

// Функція дискретного перетворення Фур'є
void DFT(int nx, struct COMPLEX fx[restrict])
{
    int n, k;
    double arg;
    int Xr[1024];
    int Xi[1024];
    short Wr, Wi;
    const float PI = 3.14152;
    for(k=0; k<nx; k++){
        Xr[k] = 0;
        Xi[k] = 0;
        for(n=0; n<nx; n++){
            arg =(2*PI*k*n)/nx;
            Wr = (short)((double)32767.0 * cos(arg));
            Wi = (short)((double)32767.0 * sin(arg));

```

```

        Xr[k] = Xr[k] + fx[n].real * Wr + fx[n].imag * Wi;
        Xi[k] = Xi[k] + fx[n].imag * Wr - fx[n].real * Wi;
    }
}
for (k=0;k<nx;k++){
    fx[k].real = (short)(Xr[k]>>15);
    fx[k].imag = (short)(Xi[k]>>15);
}
}

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. Поясніть призначення програмної бібліотеки MATH.h?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягає функція дискретного перетворення Фур'є?

## 2.6. Прилад CPAP постійного позитивного тиску в дихальних шляхах

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження вбудованих у цифровий сигнальний процесор математичних функцій у середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

### Теоретичні відомості

Прилад CPAP (Constant Positive Airway Pressure) або постійного позитивного тиску в дихальних шляхах забезпечує дихальну вентиляцію, яка використовується в основному для





Точність керування двигуном забезпечується системою контролю рівня всіх трьох фаз живлення, що підтримує необхідні обороти двигуна.

Апарат автоматично регулює лікувальний тиск в залежності від наявності або відсутності апное і хропіння. На практиці це виглядає таким чином. Задається початковий лікувальний тиск і його діапазон. Наприклад, вихідний тиск 10 мм водяного стовпа, діапазон 6 ... 14 мм водяного стовпа. Апарат починає працювати на вихідному тиску. Якщо у пацієнта не реєструється апное або хропіння, апарат поступово знижує тиск до нижньої межі діапазону. Якщо дані симптоми мають місце, апарат поступово підвищує тиск до їх зникнення або до верхньої межі діапазону.

Доцільність настройки тиску в реальному часі обумовлена також зміною лікувального тиску в залежності від положення тіла і стадії сну. При глибокому сні і сні на спині потрібен суттєво більший тиск для відкриття дихальних шляхів у порівнянні з поверхневим сном і сном на боці, відповідно.

Важливим елементом системи управління є драйвери MOSFET, що надійно і безвідмовно керують роботою силових ключів комутатора фаз двигуна постійного струму. У драйверах використовуються високі робочі частоти, що дозволяє забезпечити форму перетворення напруги, що подається на двигун, близьку до ідеальної. Драйвери дозволяють контролювати значення падіння напруги на MOSFET-транзисторах для плавного виключення транзистора при перевищенні небезпечного порогу, блокувати на заданий час схему захисту при активному стані транзистора в моменти перемикавання.

За рахунок великої потужності вбудованих ізольованих АС / DC-перетворювачів драйвери визначають гранично короткий час включення і виключення керованих транзисторів, що забезпечує мінімізацію динамічних втрат в перетворювачі. Драйвери формують необхідний «мертвий» час між перемиканнями транзисторів верхнього і нижнього плеча інвертора. Такі драйвери випускаються і у вигляді окремих монолітних модулів.

Сучасні СРАР апарати є компактними (2-3 кг), мал шумними, дозволяють профільтровувати, зволожувати і обігрівати повітря, забезпечують точне дозування тиску і компенсацію можливих витоків. Крім цього в більшості апаратів передбачена функція поступового підвищення тиску до робочого рівня протягом 5 - 45 хв., що полегшує процес засинання пацієнта.

Сучасний CPAP апарат реєструє наступні дані:

- тривалість використання апарату протягом ночі;
- параметри лікувального тиску (мінімальний, середній, максимальний);
- графік процентного розподілу різних рівнів лікувального тиску;
- погодинний графік витоків і середнього тиску протягом ночі;
- наявність епізодів апное, епізодів апное з кардіальними осциляціями, гіпопное, епізоди гіпопное з флоулімітацією, хропіння, лімітування потоку;
- відсотковий розподіл дихальних циклів (нормальний, проміжний, цикли з флоулімітацією, помилковий).

Крім цього за останні 35 годин лікування є можливість перегляду докладних даних у вигляді графіків динаміки лікувального тиску, витоків повітря з-під маски і порушень дихання у пацієнта. Реєстрація параметрів лікування забезпечує об'єктивний контроль за станом пацієнта і ефективністю проведення лікування.

#### **Робоче завдання**

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).
2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функції роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.
3. Задokumentувати для звіту використання вбудованих у цифровий сигнальний процесор математичних функцій. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

#### **Методичні вказівки**

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

// Ініціалізація даних і змінних

```
#include <math.h>

#define N 10

int i, nw;

short int *y[N], *w[N], *samples[N];
```

2. Підготувати дані, що мають дійсну та уявну частину для застосування вбудованої математичної функції в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація масиву даних

/* Function generator */

nw = N;

for(i = 0; i <= N; i++ ) {

    *y[i] = 0;

    *w[i] = i;

    *samples[i] = N*sin(i)/cos(N);

}
```

3. Використати вбудовану математичну функцію Фур'є зі спеціалізованої бібліотеки цифрового сигнального процесору (DSP) TMS320C5505 в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Вбудована функція дискретного перетворення Фур'є

/* void DSP_fft(const short *w, int nsamp, short *x, short *y);    */
/* nsamp = length of DSP_fft in complex samples                */
/* x    = pointer to complex data input, time domain             */
/* w    = pointer to complex twiddle factors                     */
/* y    = pointer to complex data output, frequency domain      */

DSP_fft (*w, nw, *samples, *y);
```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. Поясніть призначення вбудованих у мікропроцесор математичних функцій?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягають особливості функції швидкого дискретного перетворення Фур'є?

### 2.7. Апарат штучної вентиляції легенів

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження функції читання і запису даних у оперативну пам'ять в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

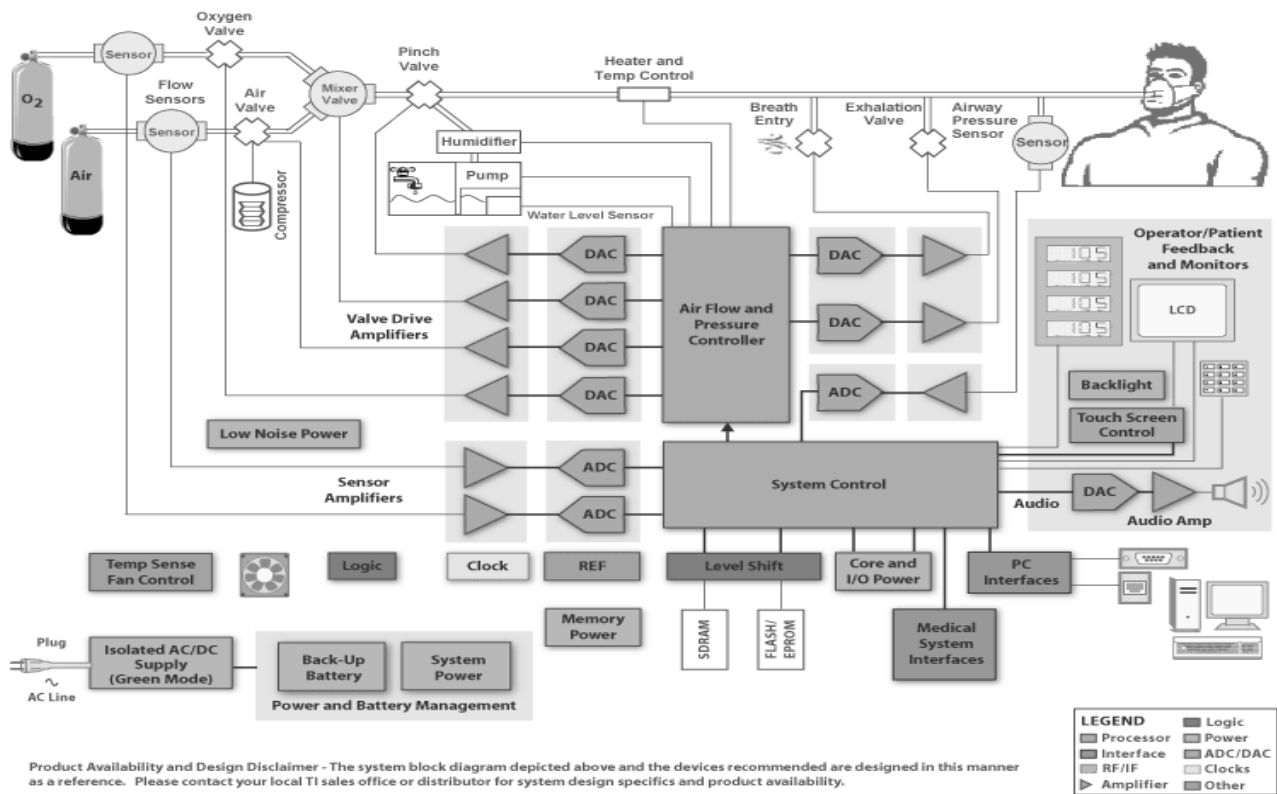
#### Теоретичні відомості

Апарат штучної вентиляції легенів (ШВЛ) використовується для інтенсивної терапії та реанімації з метою підвищення частоти і глибини дихання під час дихальної недостатності шляхом формування і регулювання потоку газу в легенях. Часто буває необхідно спочатку лікувати пацієнта з примусовою вентиляцією, а потім повільно відлучувати пацієнта від примусової вентиляції в режимі спонтанної вентиляції. Обов'язковий режим роботи апарату ШВЛ – це контроль всіх аспектів дихання, таких як дихальний обсяг, частота дихання, тиск повітряної суміші і концентрації кисню при диханні. У спонтанному режимі апарат ШВЛ повинен дозволити пацієнту почати самостійне дихання і контролювати швидкість дихання, швидкість потоку і дихальний обсяг. При короткочасному лікуванні гострих проблем дихальних шляхів і при довгостроковій терапії для лікування пацієнтів з хронічними респіраторними захворюваннями застосовуються одні і ті ж концепції та компоненти.

Структурна схема апарату ШВЛ представлена на рис. 2.7.1.

Датчики тиску грають важливу роль в забезпеченні нормальної роботи обладнання шляхом перетворення фізичних величин, наприклад, таких як тиск в дихальних шляхах, який перетворюється в диференційний сигнал. Точна обробка цих сигналів дуже критична для життя пацієнта. Датчики потоку повітря і кисню генерують сигнали, що використовуються мікропроцесорною системою управління, керування клапанами для доставки бажаного

обсягу потоків повітря і кисню. Датчик тиску в дихальних шляхах генерує сигнал зворотного зв'язку, необхідний для підтримки бажаного позитивного тиску в кінці видиху (ПТКВ). Часто самі датчики характеризуються дуже великим зміщенням і дрейфом характеристик.



**Рис. 2.7.1. Структурна схема апарата штучної вентиляції легенів**

В даній схемі мікропроцесор виконує кілька операцій, включаючи відбір проб тиску повітря і кисню, обчислення необхідного тиску в дихальних шляхах і загальний рівень потоку повітря на вдиху, приведення в дію клапанів повітря і кисню для кожного окремого циклу вдиху. Для виконання цих операцій в режимі реального часу не потрібно застосування високошвидкісного з низьким енергоспоживанням і високим ступенем інтеграції сигнального мікропроцесору.

### Робоче завдання

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.1.2 і рис. 2.1.3).

2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функції роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

3. Задokumentувати для звіту використання функції читання і запису даних у оперативну пам'ять. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 1.1.2 і рис. 1.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація даних і змінних
#include <mem.h>
#include <que.h>
#include <sys.h>
#define NUMMSGs 5 /* Number of messages */
typedef struct MsgObj {
    QUE_Elem elem; /* First field for QUE */
    Char val; /* Message value */
} MsgObj, *Msg;
void reader();
void writer();
```

2. Використання функцій запису і читання даних з оперативної пам'яті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація масиву даних
/* The writer() must be called before reader() to ensure that the
 * queue is non-empty for the reader. */
writer();
reader();
```

3. Реалізувати функції читання і запису даних у оперативну пам'ять в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

// Функції читання і запису даних у пам'ять

```
void reader()
{
    Msg    msg;
    int    i;
    for (i=0; i < NUMMSGs; i++) {
        /* The queue should never be empty */
        if (QUE_empty(&queue)) {
            SYS_abort("queue error\n");
        }
        /* Dequeue message */
        msg = QUE_get(&queue);
        /* Free msg */
        MEM_free(0, msg, sizeof(MsgObj));
    }
}

void writer()
{
    Msg    msg;
    int    i;
    for (i=0; i < NUMMSGs; i++) {
        /* Allocate msg */
        msg = MEM_alloc(0, sizeof(MsgObj), 0);
        if (msg == MEM_ILLEGAL) {
            SYS_abort("Memory allocation failed!\n");
        }
        /* Fill in value */
        msg->val = i + 'a';
    }
}
```



```

/* Enquire message */
QUE_put(&queue, msg);

}

}

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. Поясніть призначення програмної бібліотеки MEM.h?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягає функція читання і запису даних у оперативну пам'ять?

## 2.8. Ультразвукові системи

**Ціль роботи** – проектування цифрового приладу в LabVIEW з мікропроцесорним управлінням та дослідження програмних переривань IRQ в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

### Теоретичні відомості

Ультразвукові системи, як медичні, так і промислові, використовують фокусні методи візуалізації для досягнення якості зображення далеко за межами того, що може бути досягнуто при використанні одного каналу. Використовуючи масив приймачів, можна побудувати зображення високої чіткості з переміщенням у часу, з масштабуванням і зміною енергії сигналу. Поняття часового зсуву і масштабування засновані на прийомі сигналів масивом датчиків, що надає можливість фокусувати акустичний промінь на одній точці в

області сканування. Надалі в результаті отримання відбитого сигналу, що сфокусований з різних точок, збирається зображення ділянки, що опромінюється ультразвуком.

Структурна схема ультразвукового сканера представлена на рис. 2.8.1.

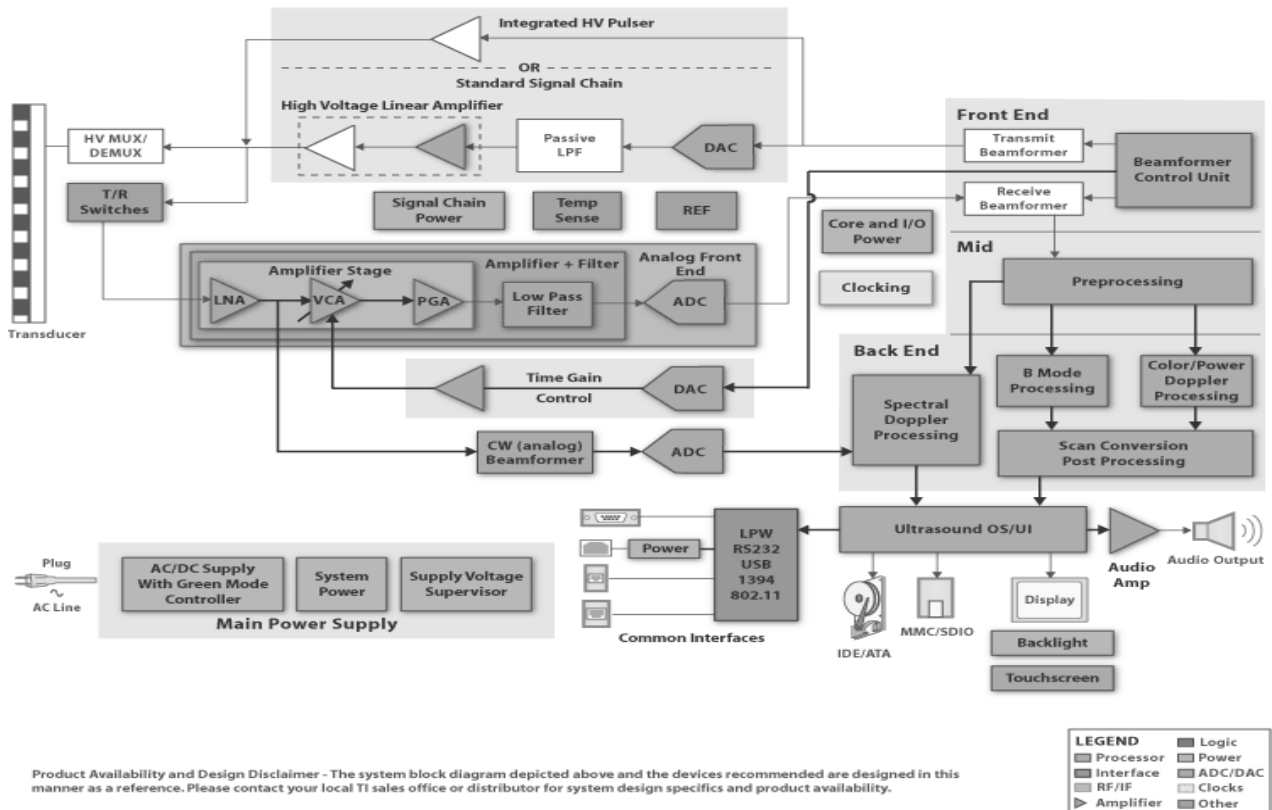


Рис. 2.8.1. Структурна схема сучасного ультразвукового сканера

При скануванні одночасно випромінюються імпульси від усіх елементів датчика (від 8 до 512 сенсорів). Імпульси «висвітлюють» окремі області тіла людини. Після передачі датчики паралельно перемикаються в режим прийому. Акустичний імпульс у вигляді звукової хвилі поширюється через тіло, як правило, в діапазоні 1 ... 15 МГц. Сигнал швидко слабшає і зменшується пропорційно квадрату відстані. Як тільки сигнал проходить ділянки з різними акустичними характеристиками тіла людини, енергія фронту хвилі відбивається. Ехосигнал відбивається і виявляється електронними засобами апарату. Сигнали, відбиті близько до поверхні, будуть дуже сильними, в той час як сигнали, які відбиваються від ділянок з глибини тіла, будуть дуже слабкими.

Через обмеження на потужність ультразвукової енергії, яка може бути спрямована в тіло людини, промисловість розробляє надзвичайно чутливі електронні приймачі. Отримання інформативного сигналу від фокусної точки, розташованої близько до поверхні, вимагає невеликого посилення сигналу. Цю область називають також ближньою зоною. У той же час отримувати сигнали від фокусних точок, розташованих глибоко в тілі, вкрай складно і такі сигнали повинні бути посилені в тисячу разів і більше. Цей регіон називають далекою зоною. У режимі максимального посилення існує межа продуктивності системи, що залежить від джерел шуму в каналі прийому. Основними джерелами шуму є збірка перетворювач-кабель і малошумний приймач-підсилювач. У режимі мінімального підсилення межа продуктивності визначається величиною вхідного сигналу.

Між підсилювачем і АЦП необхідна низькочастотна фільтрація для згладжування, фільтрації і обмеження шумів пропускну здатності. Для цього часто використовуються двосмугові або п'ятисмугові фільтри. Аналого-цифрові перетворювачі (ADC), як правило, мають розрядність 10- і 12-біт. При обробці цифрових даних, що надходять з АЦП, кількість інтерфейсних ліній може бути зменшено з 6144 до 1024 для 512-канальної системи. Це скорочення проводиться на невеликих і недорогих мікропроцесорних платах.

Для збільшення функціональності і продуктивності, а також для доплерівської обробки, формування 3D- і навіть 4D-зображень, а також для реалізації різних алгоритмів пост-обробки в системі візуалізації використовуються DSP-процесори. Основними вимогами до систем візуалізації є висока продуктивність і висока пропускну здатність. Щоб забезпечити інтенсивну обробку ультразвукової інформації у реальному часі, необхідні процесори, що працюють на частоті 1 ГГц або вище, а зв'язок з периферійними пристроями необхідно забезпечити зі швидкістю 10 Гбіт/с, а також реалізувати повний дуплекс пропускну здатності.

Сучасні ультразвукові сканери мають дуже широкі можливості:

1. Режими сканування ділянки: 2D сіра шкала, М-режим, кольоровий М-режим, кольорове доплерівське картування, енергетичний Допплер, імпульснохвильовий і постійнохвильовий Допплер.
2. Функція розширеного частотного діапазону:  
– 4-5 частот в одному датчику в 2D- і режимах кольорового Допплера;

- незалежний вибір частот в 2D- і режимах кольорового Допплера;
- 3. Когерентне формування зображення в 2D-режимі:
  - 512 цифрових електронних каналів;
  - 57 344 когерентних приймально-передавальних каналів;
  - множинні формувачі променів;
  - збереження і обробка інформації про фазу і амплітуду ультразвукового сигналу.
- 4. Динамічний діапазон:
  - клінічно значимий діапазон дисплею: 20 ... 100 Дб з кроком регулювання 1 Дб;
  - динамічний діапазон системи понад 160 Дб.
- 5. Інтегрована в систему ультразвукова робоча станція. Вихід в форматі DICOM 3.0, вихід в стандартну мережу Ethernet / Internet.
- 6. Вбудований блок для проведення навантажувальних і фармакологічних стрес-ехокардіографічних досліджень:
  - можливість встановлення програм оптимізації та протоколів дослідження;
  - динамічний запис і перегляд зображень в режимі реального часу;
  - захоплення всього поля зображення або вибраної зони інтересу;
  - стиснення інформації в форматі JPEG.
- 7. Повний пакет кардіологічних розрахунків і вимірювань:
  - повний пакет стандартних і додаткових фетометричних параметрів;
  - програма для дослідження близнюків з паралельним показом даних вимірювань і розрахунків;
    - розрахунок індексу амніотичної рідини.
- 8. Пакет судинних розрахунків:
  - NTHI™ технологія Нативної тканинної гармоніки;
  - використання гармонійних складових ехосигналів від тканин з контрастними препаратами і без них;
    - апаратно-програмне забезпечення для роботи внутрішнього серцевого датчика.

### **Робоче завдання**

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3).

2. Дослідити функціональні можливості компонентів LabVIEW 2010 для віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI. Описати призначення і функції роботи з програмним таймером в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio.

3. Задokumentувати для звіту використання програмних переривань IRQ у реальному часі. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.1.2 і рис. 2.1.3. Виконати ініціалізацію даних і змінних у робочому проекті в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація даних і змінних
#include <csl_irq.h>
#include <csl.h>
#include <tsk.h>
#include <clk.h>
void task (Arg id_arg);
void hi_pri_task (Arg id_arg);
```

2. Використання програмних переривань IRQ у реальному часі в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація переривань IRQ
CSL_init();    // Initialize the library csl.h
IRQ_globalEnable();    // Enable IRQ
IRQ_enable(IRQ_EVT_RINT1);
IRQ_globalDisable();    // Disable IRQ
```

3. Реалізувати функцію програмних переривань IRQ у реальному часі в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Використання програмних переривань IRQ
void hi_pri_task (Arg id_arg)
```

```

{
    Int id = ArgToInt(id_arg);
    while (1) {
        SEM_pend(&sem, SYS_FOREVER);
    }
    IRQ_nmiEnable();
}

void task(Arg id_arg)
{
    int id = ArgToInt(id_arg);
    LgUns time;
    LgUns prevtime;
    while (1) {
        time = CLK_geththtime() / counts_per_us;
        if (time >= prevtime + 100) {
            prevtime = time;
        }
        /* Pass through idle loop to pump data to the Real-Time
        * Analysis tools */
        TSK_disable();
        IDL_run();
        TSK_enable();
    }
    IRQ_map(IRQ_EVT_RINT1,15);
}

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати характеристики віртуального приладу.

### Контрольні питання

1. Поясніть призначення програмної бібліотеки CSL\_IRQ.h?
2. Як компоненти віртуального інтерфейсу NI Programming Function VI використано?
3. У чому полягає функція програмних переривань IRQ у реальному часі?

### 2.9. Цифровий тонометр і пульсоксиметр

**Ціль роботи** – проектування цифрових каналів передачі даних у LabVIEW для медичних приладів і систем з мікропроцесорним управлінням та дослідження його статичних і динамічних параметрів.

### Теоретичні відомості

**Цифровий тонометр** - прилад для вимірювання артеріального тиску складається з мікроконтролеру, зовнішнього блоку з рідкокристалічним дисплеєм (LCD) і внутрішнім нагнітачем, манжети, датчика тиску (Pressure Transducer) з підсилювачем і клапана, керованого сигналом Air-Pressure Controller. Блок-схема цифрового тонометра представлена на рис. 2.9.1 [1].

При включенні режиму «Вимірювання» мікроконтролер виробляє сигнал LEDs і включає насос, що нагнітає повітря в манжету. Одночасно виконується вимірювання тиску в манжеті. З датчика тиску напруга, що пропорційна значенню тиску повітря в манжеті, надходить на аналогово-цифровий перетворювач (ADC), розташований в мікроконтролері. Після досягнення певного тиску в манжеті, мікроконтролер виробляє сигнал зупинки насоса. Починається випуск повітря з манжети через клапан, в результаті, тиск в манжеті знижується. Датчик тиску формує вихідну напругу, що пропорційна прикладеному тиску. Вихідні напруги датчика тиску знаходяться в діапазоні 0 ... 40 мВ. Вони повинні бути посилені, так щоб напруга на виході підсилювача постійного струму була в діапазоні 0 ... 5 В. Таким чином, необхідний підсилювач з коефіцієнтом посилення рівним 125. Потім сигнал з операційного підсилювача буде переданий на смуговий фільтр. Операційний підсилювач підсилює як постійну, так і змінну компоненти сигналу. Фільтр розраховано на виділення сигналу в частотному діапазоні 1 ... 4 Гц і послаблює будь-який сигнал, який знаходиться

поза смуги пропускання. Мінлива компонента сигналу з виходу фільтра використовується для захоплення систолічного / діастолічного тиску і частоти серцевих скорочень у пацієнта. На заключному етапі сигнал надходить на аналого-цифрові перетворювач і оцифровується. Мікроконтролер проводить вимірювання діастолічного і систолічного тиску, а також серцевого ритму. Виміряні значення зберігаються в незалежній Flash-пам'яті і відображаються на LCD. Тонometr підключається до комп'ютера через USB- інтерфейс.

Звуковий динамік (Mono Speaker) призначений для звукової індикації серцевого ритму, а також звукового підтвердження включення і виключення апарату.

Сучасні можливості:

- технологія інтелектуального вимірювання Intellisense, що являє собою подвійний контроль артеріального тиску в процесі вимірювання, (прилад «прослуховує» тиск як в момент нагнітання повітря в манжету, так і на фазі втравлювання повітря), швидке вимірювання за рахунок безпомилкового вибору межі нагнітання і прискореного втравлювання в плечових тонометрах і за рахунок бездекомпресійного методу в зап'ястних моделях, детальний аналіз пульсової хвилі, мета якого полягає у виборі фрагменту з найбільш стабільною пульсацією;

- функція APS, яка полягає в тому, що в конструкції вимірювача передбачений датчик положення, здатний визначати оптимальну висоту, на якій при проведенні вимірювань слід розташовувати зап'ястя на рівні серця для отримання достовірних результатів вимірювань;

- автоматична фіксація манжети на руці;
- пам'ять для двох користувачів по 84 результатів, а також гостьовий режим;
- розрахунок середнього значення трьох послідовних вимірювань, середнє ранкове, середнє вечірній значення;
- індикатор аритмії;
- індикатор руху;
- індикатор підвищеного тиску;
- індикатор правильного положення корпусу тіла;
- функція моніторингу ранкової гіпертензії;



- оповіщення мовним сигналом про результат вимірювання тиску і пульсу, а також про проблеми, які виникають порушенні умов вимірювання;
- можливість підключення до комп'ютера і принтера.

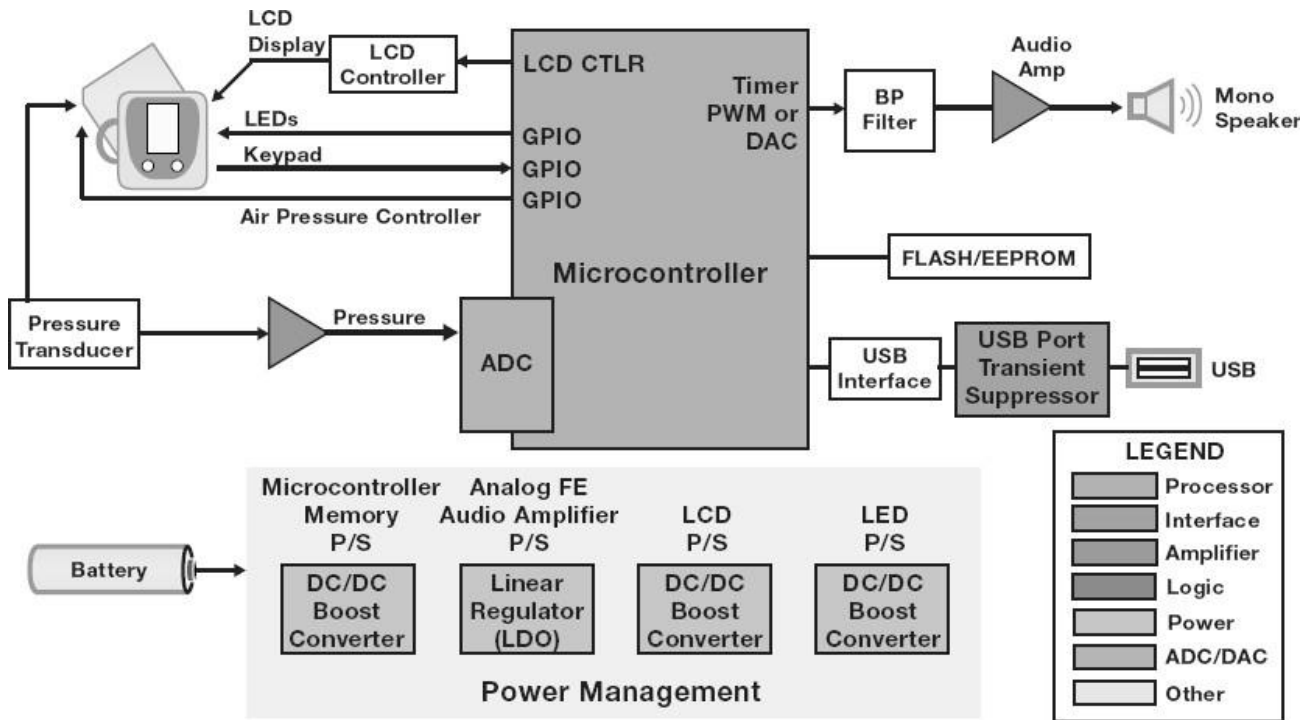


Рис. 2.9.1 Блок-схема цифрового тонометра

**Пульсоксиметр** – це сучасний контрольно-діагностичний медичний прилад, призначений для вимірювання насичення гемоглобіну артеріальної капілярної крові киснем (сатурації). Серцево-судинна система і легені людини безперервно працюють з однією метою – наситити киснем артеріальну кров. Є ряд захворювань, що супроводжуються хронічною нестачею кисню (гіпоксією), при яких цей показник вимагає постійного контролю і достовірних даних, неотримання яких значно ускладнює лікування.

Будучи нескладним у використанні, пульсоксиметр є сьогодні незамінним приладом для здійснення як одноразового вимірювання, так і для тривалого моніторингу (постійного контролю) рівня сатурації і частоти серцевих скорочень (пульсу). Метод отримання даних є неінвазивний (що не вимагає забору крові для дослідження), тому пульсоксиметр вимірює потрібні величини швидко, полегшуючи завдання лікаря-діагноста. Перевага пульсоксиметрії в тому, що для дослідження не треба брати кров з артерій. Крім того,

пульсоксиметр дозволяє отримувати і обробляти дані, що виводяться на дисплей приладу і в тому випадку, якщо пацієнт знаходиться без свідомості.

Індивідуальний пульсоксиметр може бути рекомендований тим хворим, яким показана киснева терапія в амбулаторних умовах. Прилад в цьому випадку забезпечує найбільшу ефективність лікування, вимірюючи і контролюючи необхідні показники. Головні переваги, завдяки яким пульсоксиметр є конкурентоспроможним товаром медичного призначення – це його доступна ціна і висока точність одержуваних результатів. Сучасні пульсоксиметри є ударостійкі, тому такі випадковості, як падіння і удари, не загрожують його міцності. Пульсоксиметр також практично не чутливий і до перепаду температур. Все це дозволяє використовувати прилад в екстреної медицині.

Пульсоксиметр має периферичний датчик, мікропроцесор і дисплей, на який виводиться крива пульсу, його частота і показник сатурації. Всі апарати оснащені звуковим сигналом, що пропорційно відображає рівень сатурації. Датчик, оснащений двома світлодіодами, накладається найчастіше на палець, рідше на мочку вуха або крило носа. Технологія вимірювань, для яких використовується пульсоксиметр, досить складна, але можна виділити її головні особливості.

У датчику знаходиться джерело світла. Світло, яке проходить через капіляри тканин до фотодетектору, частково поглинається м'якими тканинами і кров'ю. Ступінь поглинання залежить від того, наскільки гемоглобін крові насичений киснем. Фотодетектором реєструються вимірювання кольору крові в залежності від цього показника. Отримані дані висвічуються на дисплеї: показник сатурації пульсоксиметр виводить через 5 - 20 с. Частоту пульсу розраховують залежно від числа світлодіодних циклів і достовірних сигналів в одиницю часу.

Найважливіша умова достовірності одержуваних даних – це повна нерухомість пальця в процесі дослідження. Нормою є показник сатурації 95 ... 98%. Метод дослідження, в якому використовується пульсоксиметр є високоінформативним. З його допомогою оцінюються функції дихальних органів, розпізнається дихальна недостатність, при якій показник сатурації стає нижче 95%. Пульсоксиметрія використовується анестезіологами в хірургії, а також при хронічному обструктивному захворюванні легень, саркоїдозі, туберкульозі, професійних легеневи хворобах. Пульсоксиметр – простий і безпечний

прилад, застосування якого не вимагає спеціальної підготовки. Метод пульсоксиметрії дозволяє вчасно виявити такі небезпечні стани як гіпоксія, що відкриває можливості для своєчасного вжиття відповідних заходів щодо забезпечення профілактики небезпечних ускладнень, поліпшення якості та продовження життя хворих.

Слід підкреслити незаперечні переваги методу дослідження, в якому застосовується пульсоксиметр в порівнянні з альтернативними методами, які ще недавно були пріоритетними в цій області. Так, інвазивний метод (забір крові через прокол шкіри), так само як СО-оксиметрія і множинні газові аналізи, не дають такої точності, як пульсоксиметр. При цьому пульсоксиметр дешевше традиційного СО-оксиметру. Останній, до того ж, передбачає проведення контрольного забору крові, що незручно, особливо в разі, якщо результати потрібні якомога швидше. А саме це найчастіше потрібно хворим, що зазнають дихальну недостатність.

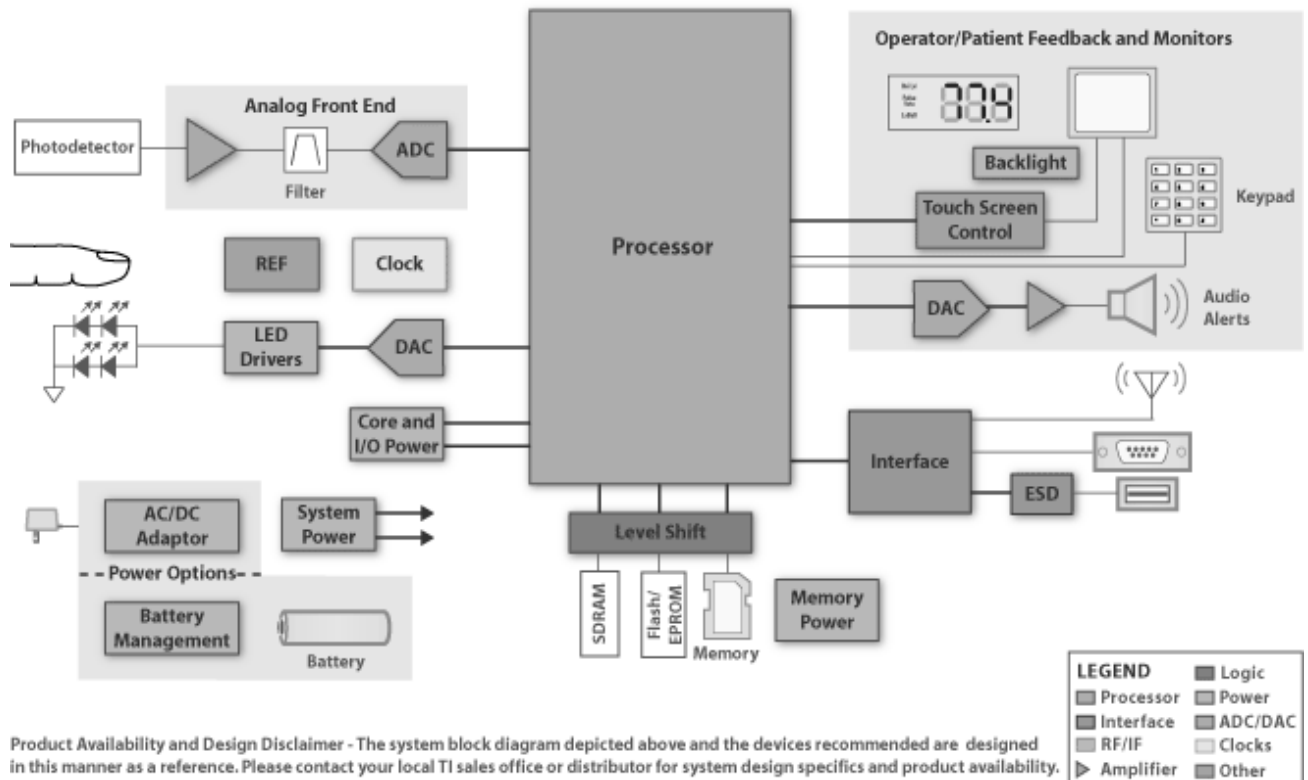
Структурна схема пульсоксиметра з використанням мікроконтролера наведена на рис. 2.9.2.

Для подібних конструкцій використовуються мікропроцесори з високим ступенем інтеграції та з наднизьким енергоспоживанням, що досягається зниженням кількості зовнішніх компонентів, необхідних при проектуванні. В цьому випадку елементи ланцюга сигналу, управління живленням і драйвер дисплея інтегровані в мікроконтролер.

Конфігурація даної схеми така, що у зворотному зв'язку ланцюга сигналу використовується інвертуючий підсилювач з резистором зі змінним коефіцієнтом опору. Опір резистора зворотного зв'язку управляється коливаннями виходу з невеликими змінами в інтенсивності світла через високий рівень чутливості ланцюга. Деякі сигнали можуть бути як позитивними, так і негативними. Трансїмпедансний підсилювач з підтримкою подвійного автонуля живлення дозволяє підтримувати амплітуду вихідного сигналу дуже близькою до нуля. Спеціальний резистор, прив'язаний до напруги  $-5\text{ В}$ , дозволяє звести до мінімуму помилки, так як напруга на виході стає дуже близькою до  $0\text{ В}$ .

Для середнього і високого класу реалізацій пульсоксиметрів для забезпечення більш високої точності аналогових компонентів з низьким рівнем струму необхідно підвищення продуктивності процесора. Технологія зі зниженим енергоспоживанням DSP процесора може усунути спотворення сигналу, викликані іншими джерелами світла або рухом, що сталися

під час читань даних, реєструючи тільки інформативний сигнал. DSP-технологія дозволяє отримувати точні дані з дуже низьким рівнем сигналів через складні алгоритми. Ці додаткові можливості обробки дуже корисні для застосування в пульсоксиметрі для вимірювання поглинання додаткових довжин хвиль при виявленні насичення інших видів гемоглобіну.



**Рис. 2.9.2. Структурна схема пульсоксиметра**

Точність вимірювання забезпечується включенням інтегрального трансїмпедансного підсилювача, у якого немає теплового шуму через існування зворотного зв'язку і немає проблем зі стабільністю, які зазвичай зустрічаються в трансїмпедансних підсилювачах з використанням великих резисторів зворотного зв'язку. Використовуючи один фотодіод з двома інтегральними трансїмпедансними підсилювачами, можна усунути темні струми і помилки навколишнього освітлення, так як помилки, загальні для обох підсилювачів, можуть бути відняті. Крім того, ці підсилювачі дозволяють синхронізувати сигнал на ціле число, кратне частоті змінного струму, забезпечуючи надзвичайно ефективне придушення шумів. Трансїмпедансний підсилювач може бути змінений шляхом маніпулювання налаштуванням.

Крім того, висока точність АЦП передбачає маленькі розміри, відмінну продуктивність і однокорпусні рішення для фотодіодів, що вимірюють сигнал.

### Робоче завдання

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 2.9.3 і рис. 2.9.4).

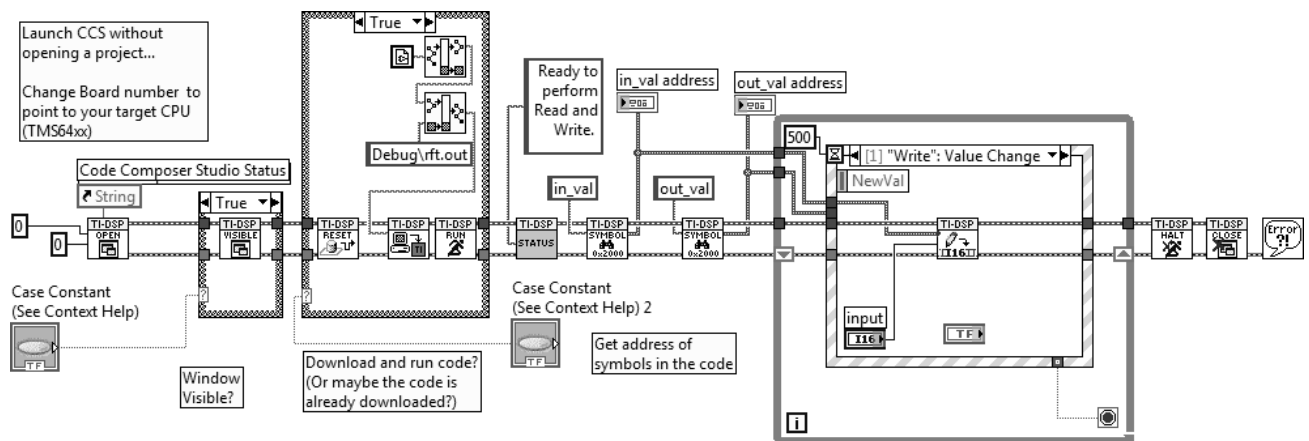


Рис. 2.9.3 Схема віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010

This project loads file code.out into target CPU. In that code, out\_val = in\_val. When this example perform memory write to in\_val, out\_val will reflect the written value. In other words, when memory read is performed (by hitting Read button), the value written will be shown on the indicator.

#### Memory Write

in\_val address

Address  
0x00000000

Page  
0

Write

Number to write to in\_val:  
8

#### Memory Read

out\_val address

Address  
0x00000000

Page  
0

Read

Number read from out\_val:  
8

#### Code Composer Studio Status

Opening Code Composer Studio...

Project file path was not supplied.

No project is opened during CCS Open Project vi.

CCS Opened.

STOP

Рис. 2.9.4 Зовнішній вигляд системи керування приладом

2. Дослідити роботу компонентів LabVIEW DSP Test Integration Toolkit. Описати призначення і функціональні можливості компонентів низького рівня RTDX та CCS IDE для віртуального інтерфейсу DSP Test Integration Advanced VI.

3. Задokumentувати для звіту зняті в експериментах частотні діаграми і характеристики. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 2.9.3 і 2.9.4. Установити задані викладачем параметри RTDX каналів передачі даних:

```
// Ініціалізація змінних і каналів RTDX
#define BUFFER_SIZE 48
RTDX_CreateInputChannel(input);
RTDX_CreateOutputChannel(output);
int in_val[BUFFER_SIZE], out_val[BUFFER_SIZE];
```

2. Задіяти програмні методи управління каналами передачі даних за допомогою компонентів DSP Test Integration Advanced VI на рівні RTDX при розробці програмного забезпечення в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Активація каналів RTDX
RTDX_enableInput(&input);
RTDX_enableOutput(&output);

// Читання-запис у канали RTDX
RTDX_read(&input, in_val, sizeof(in_val));
RTDX_write(&output, &out_val, sizeof(out_val));
```

3. Реалізувати процедуру перезапису даних з масиву in\_val до масиву out\_val, що реалізовані в LabVIEW на основі компонентів DSP Test Integration Advanced VI, які взаємодіють через канали (input, output) на рівні RTDX з програмним забезпеченням в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```

int in_val = 0;
int out_val = 0;
/* wait for new buffer */
while(!RTDX_read(&input, in_val, sizeof(in_val)));
// Loop of Project Running
while (run)
{
    out_val = in_val;
}
RTDX_write(&output, &out_val, sizeof(out_val));

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролера Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати частотні діаграми і характеристики цифрового фільтру.

### **Контрольні питання**

1. У чому полягає функція APS в конструкції вимірювача?
2. Що таке компоненти DSP Test Integration Advanced VI?
3. З яких міркувань вибрано мікроконтролер Texas Instruments DSK6400?
4. Поясніть принципи керування каналами передачі даних на рівні RTDX та CCS IDE.
5. Поясніть процедуру ініціалізації змінних і каналів RTDX.
6. Від яких параметрів залежить активація каналів RTDX?
7. Поясніть роботу компонентів CCS Open Project і CCS Close Project.
8. Поясніть роботу компонентів CCS RTDX Read Array і CCS RTDX Write Array.

### **3. Проектування системи добового моніторингу ЕЕК**

Основна область застосування добового моніторингу – оцінка порушень ритму серця і виявлення ішемії міокарда. Тому усі характеристики обробного комплексу можна

умовно розділити на параметри, що впливають на якість аналізу аритмій (дозволяють правильно оцінити зміни ST-T) і додаткові.

Для аналізу аритмій важливо оцінити форму QRS-комплексу (автоматично і в діалозі з лікарем), що дозволяє впевнено виділяти комплекси шлуночкового походження і епізоди порушення шлуночкового проведення. Візуальний перегляд близько 100 тисяч QRS-комплексів, зареєстрованих за добу, завдання дуже трудомістка і не реальне в практичній роботі. Система добового моніторингу автоматично виявляє аритмію і відносить до одного із заданих лікарем класів. За формою QRS-комплексу і інтервалу RR все аритмії автоматично розділяються на класи, число яких у різних систем може бути від 6 до 60. Обов'язково поділ на шлуночкові і надшлуночкові аритмії, по числу комплексів в епізоді аритмії (одиначні, парні, групові, пароксизми), по ЧСС в епізоді (ритми, тахікардії) і виділення пауз з оцінкою їх тривалості. Ці класи визначаються всіма сучасними системами.

Крім того, багатьма системами окремо виділяються нетипові комплекси з інтервалом, рівним базовому ритму (епізоди порушення шлуночкового проведення, зливні комплекси), асистолія, ранні шлуночкові екстрасистоли, поліморфні шлуночкові комплекси. Число аритмій кожного виділеного класу підраховується за добу і пред'являється лікарю у вигляді графіків, що дозволяє зіставити кількість аритмій з ЧСС, ішемічними змінами ЕКГ, з відчуттями пацієнта, часом доби. Більшість сучасних систем можуть розраховувати аритмії кожену хвилину спостереження, що полегшує співставлення їх числа з короткочасними подіями, такими як фізичне навантаження або напади болю. Найважливішою характеристикою є можливість лікарського редагування виявлених класів аритмій, тобто можливість виділити класи порушень ритму так, як це потрібно лікарю. Об'єднати або розділити автоматично виділені класи, а також встановити діагноз, який найбільше відповідає виявленому аритмічному феномену. Подібна можливість є в більшості зарубіжних і вітчизняних систем. Її відсутність значно ускладнює лікарю можливість формування коректного укладення по виявленню аритмій.

Порівняно нова можливість систем добового моніторингу ЕКГ – оцінка змін ритму, тобто автоматичне виділення не тільки короткочасних аритмій, а й періодів зміни основного ритму серця (наприклад, перехід з синусового ритму на вузловий). Дана можливість корисна



хворим, у яких протягом часу спостереження змінюється основний ритм, і дозволяє окремо оцінювати аритмії, що виникають на тлі різних ритмів.

В даний час обов'язковим є визначення такого важливого в плані діагностики ішемії міокарда параметра, як нахил сегмента ST. Для якісної оцінки ішемічних змін ЕКГ важлива точність вимірювання зміщення сегмента ST. Оптимально, коли вона не гірше 10 ... 15 мкВ. Системи з точністю вимірювання зміщення ST на рівні 40 ... 50 мкВ можуть ускладнити виявлення невеликого зсуву, так як значущим є зміщення сегмента ST вже на 100 мкВ. Клінічне значення має не тільки величина, але і нахил сегмента ST (висхідний, спадний), тому більшість сучасних систем дозволяє вимірювати цей параметр. Вимірювання і представлення інформації про усунення і нахилі сегмента ST має відбуватися одночасно по усім відведенням. Багато системи, крім того, забезпечують виділення епізодів значимого зміщення сегмента ST і здійснюють обчислення характеристик цих епізодів (число, тривалість, сумарна тривалість, інтеграл зміщення ST, порогова і максимальна ЧСС в епізоді). Сучасні системи дозволяють з урахуванням варіабельності сегмента ST за час спостереження автоматично виділяти епізоди зміщення ST, які можуть мати діагностичне значення. Після підтвердження лікарем ішемічного характеру виявлених інтервалів ST-T, «порогову» і максимальну ЧСС, інтеграл зміщення ST (так званим мий «індекс ішемії»). Використовуючи ці системи, лікар отримує при обстеженні хворих з ішемічною блокадою серця (ІХС) великий обсяг значущої інформації, і позбавляється від необхідності вираховувати ці характеристики «вручну».

Великий інтерес останнім часом проявляється у такій новій можливості систем добового моніторування ЕКГ, як оцінка варіабельності RR-інтервалів. Аналіз параметрів «розкиду» інтервалів RR дозволяє оцінити стан вегетативного тону (переважання симпатичного або парасимпатичного відділів). Крім того, доведено, що ритм з малою варіабельністю є незалежним прогностично несприятливим фактором, особливо у хворих, які перенесли інфаркт міокарда. Більшість систем, що мають дану функцію, дозволяють проводити як часовий, так і спектральний аналіз RR-інтервалів, як за весь час спостереження, так і в обраному лікарем інтервалі часу.

Клінічне значення таких нових функцій, як аналіз варіабельності QT-інтервалу, виявлення наявності пізніх потенціалів міокарда в даний час активно вивчається. Деякі

системи надають лікарю додаткову можливість – аналіз ритму, що реєструється вживленим стимулятором з виявленням дефектів його роботи і порушень стимуляції. Визначення параметрів ЕКГ, таких як ЧСС і величина зсуву сегмента ST, здійснюється сучасними системами за кожні 10 ... 60 хв. спостереження. Деякі події в житті пацієнта (навантаження, болі, епізоди ішемічних змін ЕКГ) можуть бути дуже короткочасні – менше хвилини, і що докладніше представлена динаміка зміни параметрів, тим краще.

З особливостей систем, що з'явилися останнім часом, найпоширеніше значення має можливість формування клінічного висновку. Подібні сучасні системи дозволяють лікарю: роздрукувати звіт з моніторингу (значення ЧСС, приклади аритмій з оцінкою їх числа і характеристик, приклади зміщення сегмента ST), автоматично «прокоментувати» зареєстровані у хворого порушення, як в порівнянні з віковими нормативами, так і по їх клінічній значущості і можливому їх прогностичному значенні. Наявність подібних клінічних коментарів не позбавляє лікаря від необхідності думати, але дозволяє не забути звернути увагу на діагностично значиму інформацію. Висновок ілюструється прикладами ЕКГ, аж до друку всієї добової ЕКГ, графіками параметрів і числа аритмій.

### **3.1. Блок-схема добового моніторування ЕКГ**

**Ціль роботи** – проектування цифрового запам'ятовуючого пристрою у LabVIEW для системи добового моніторингу ЕЕК з мікропроцесорним управлінням і дослідження його статичних і динамічних параметрів.

#### **Теоретичні відомості**

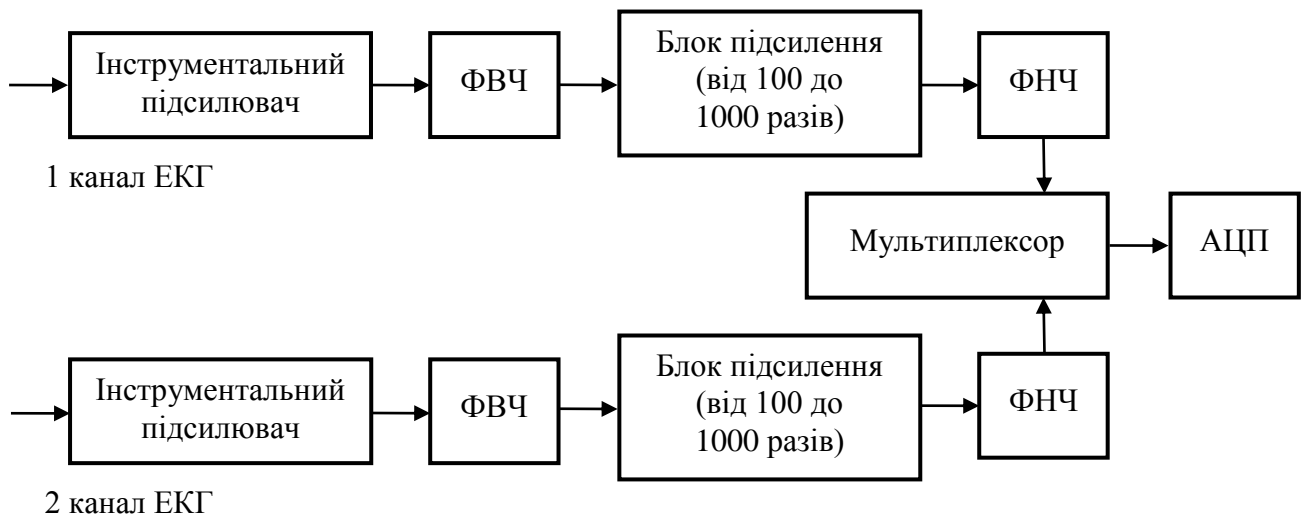
Узагальнена структурна схема аналогової частини типової структурної схеми ЕКГ представлена на рис. 3.1.1. Вхідні інструментальні підсилювачі забезпечують придушення (100 дБ і більше) синфазної перешкоди. Застосовуються підсилювачі з малими вхідними струмами (менше 10 нА) для забезпечення високого вхідного опору (десятки МОм). Це багато більше, ніж опір джерела сигналу, і тому вплив кінцевого значення опору приладу не враховують. Коефіцієнт посилення інструментального підсилювача в кілька разів забезпечує попереднє посилення ЕКГ. За вимогами ГОСТ мале посилення застосовують для

забезпечення вхідного діапазону (в кілька сот мВ), що необхідного через наявність поляризації електродів.

Амплітуда сигналу ЕКГ в кілька мВ становить малу частину вхідного діапазону. Застосування ФВЧ дозволяє виділити змінну складову електрокардіографічного сигналу для подальшого посилення. Частота зрізу ФВЧ повинна бути якомога менше для зменшення спотворень низькочастотних складових ЕКГ. Далі, електрокардіографічний сигнал посилюється в кілька сот разів для отримання прийнятної амплітуди на АЦП, вхідний діапазон при цьому зазвичай дорівнює  $\pm 5$  мВ. При артефактах, рухах пацієнта або зовнішній заваді сигнал може виходити за межі вимірювань.

Час встановлення ФВЧ з нижньої частотою 0,05 Гц становить декілька секунд, протягом яких можливий пропуск даних. Застосовуються спеціальні схемні рішення для забезпечення швидкого налаштування ФВЧ.

Після посилення, ФНЧ обмежує спектр аналогового сигналу до половини частоти дискретизації для виконання умов теореми Котельникова.



**Рис. 3.1.1. Структурна схема аналогової частини типового добового моніторування ЕКГ**

При класичному підході до процесу дискретизації ефективне значення шуму квантування в смузі частот від 0 до  $F_s/2$ , що становить  $Q / 3,47$ , де  $Q$  - вага молодшого

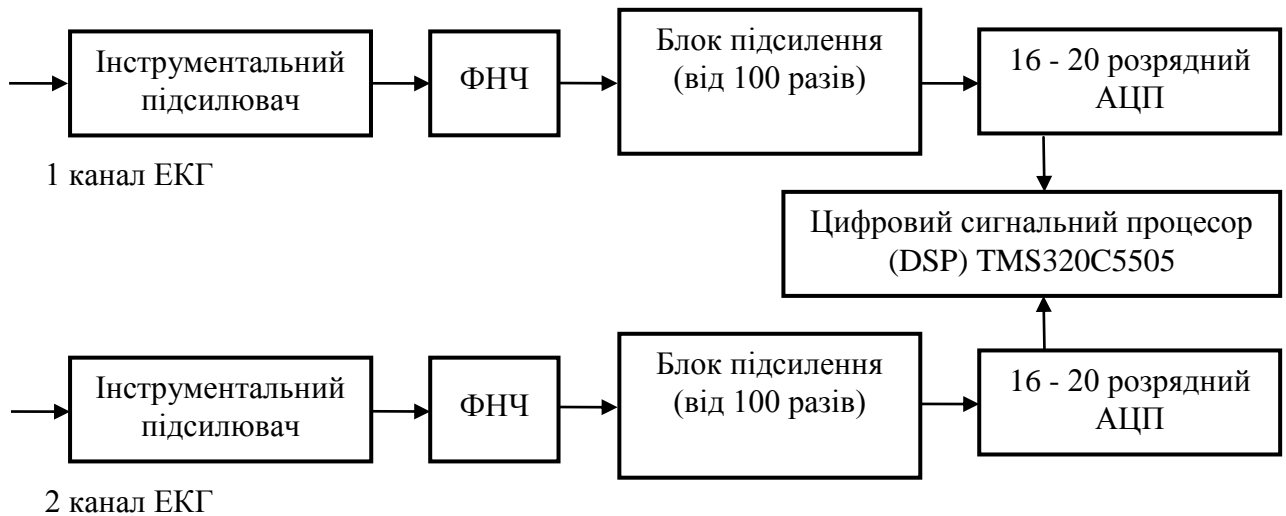
розряду,  $F_s$  - частота проходження вихідних відліків. У цьому випадку значна частина шуму квантування попадає в робочу смугу частот. Для дотримання умови теореми Котельникова (смуга частот корисного сигналу менше  $F_s/2$ ) ФНЧ повинен мати високу крутизну спаду АЧХ за пропускну здатністю. Це необхідно для ефективного ослаблення високочастотних шумів і перешкод, що проникають в робочу смугу в результаті інтерференції з гармоніками частоти дискретизації. У переважній більшості випадків застосовується активний ФНЧ, мультиплексор на вході АЦП здійснює вибір каналу ЕКГ. Час перетворення АЦП за такою схемою має становити кілька десятків мкс для забезпечення синхронності дискретизації сигналу. Використовується також додатковий електрод, який забезпечує рівноважний потенціал для аналогової частини приладу. Через цей електрод на тіло пацієнта може в протифазі подаватися сигнал, що отриманий від перетворення одного або декількох вхідних потенціалів, покликаний компенсувати високоамплітудну синфазну перешкоду – в першу чергу, від електромережі (50 або 60 Гц).

Можна виділити наступні основні обмеження і недоліки, властиві класичному підходу при розробці аналого-цифрового тракту ЕКГ:

- необхідні прецизійні великогабаритні конденсатори з малими струмами витоку в аналоговому ФВЧ;
- аналогової сигнал може виходити за діапазон виміру АЦП при артефактах, рухах пацієнта або зовнішньої заваді (наприклад, час встановлення ФВЧ з нижньої частотою 0,05 Гц складає більше трьох хв.);
- внаслідок малої розрядності АЦП необхідний додатковий каскад посилення (в сотні разів) після ФВЧ;
- необхідний аналоговий ФНЧ високого порядку для обмеження частотного діапазону сигналу ЕКГ при дискретизації сигналу.

### ***Перевага схем ЕКГ з АЦП високої розрядності***

При достатній розрядності і швидкості перетворення АЦП, можна відмовитися від класичної схеми побудови структурної схеми аналогової частини ЕКГ і перейти до наступної структурної схеми (рис. 3.1.2).



**Рис. 3.1.2. Структурна схема аналогової частини добового моніторингу ЕКГ на АЦП високої розрядності**

На рисунку 3.1.3 представлена блок-схема системи добового моніторингу ЕКГ з одночасною вибіркою АЦП.

Як і раніше необхідно використовувати інструментальні або диференційні підсилювачі з високим коефіцієнтом придушення синфазної перешкоди. Але завдяки високій розрядності та широкому вхідному діапазону схеми, ФВЧ і додаткове посилення сигналу можна не використовувати, проте використовувати дискретизацію сигналу ЕКГ разом з постійною складовою. Постійна складова ЕКГ на вході приладу може компенсуватися за рахунок додаткових біт.

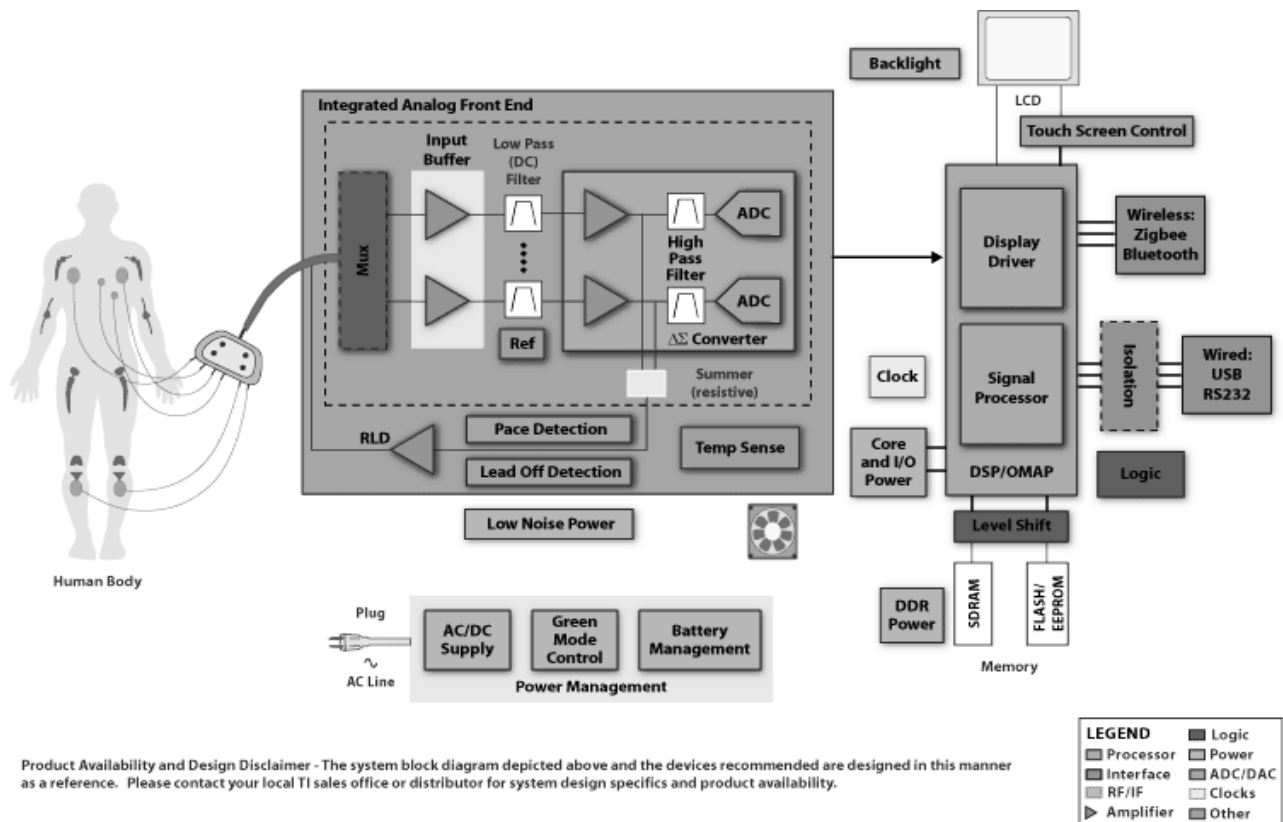
В результаті, різко скорочується число електронних компонентів для побудови такої схеми. Зникає необхідність застосування великогабаритних конденсаторів з малими струмами витоку в аналоговому ФВЧ, що значно зменшує габарити. ФВЧ реалізується цифровим способом з необхідною частотою зрізу, в залежності від задачі.

Етапи цифрової обробки в процесі формування сигналу електрокардіограмами:

- усунення дрейфу постійної складової (нерекурсивний фільтр верхніх частот, порядок фільтру 6 - 30);

– видалення високочастотних шумів, тремору, видалення наведення з частотою мережі (нерекурсивний фільтр нижніх частот, порядок 20 - 100, рекурсивний режекторний фільтр другого порядку);

– децимація (зменшення частоти дискретизації). Даний етап обумовлений появою можливості зменшення шумів квантування і зниження вимог до ФНЧ в аналоговій частини системи добового моніторингу ЕКГ. Тому висока частота дискретизації не потрібна. Децимація дозволяє зменшити необхідний обсяг пам'яті для зберігання даних вимірювань.



**Рис. 3.1.3 Блок-схема добового моніторингу ЕКГ з одночасною вибіркою АЦП**

При пере дискретизації вхідний сигнал має частоту квантування  $KFs$ , де  $K$  - відношення передискретизації,  $F_s$  - частота дискретизації по теоремі Котельникова. Шум квантування в смузі частот від  $F_s/2$  до  $KFs/2$  пригнічується цифровим фільтром в вихідному потоці, що призводить до поліпшення співвідношення сигнал / шум на величину, рівну  $10 \times \lg(K)$ . Крім того, за рахунок збільшення частоти зрізу ФНЧ можна домогтися малої нерівномірності АЧХ і ФЧХ цифрового фільтру і високої лінійності. Причому, сам аналоговий фільтр вироджується в просту R-C-ланку.

Для поліпшення співвідношення сигнал / шум на 6 дБ (1 біт) потрібно відповідально збільшити коефіцієнт передискретизації в чотири рази. Для збереження значення цього коефіцієнта в розумних межах можливо розбити спектр шуму квантування так, щоб основна його частина була між  $F_s/2$  і  $KF_s/2$ , і лише невелика – на відрізок  $[0 \dots F_s/2]$ . Цю функцію виконує сигма-дельта модулятор. Після такого розподілу цифровий фільтр легко зменшити значну частину енергії шуму квантування, і загальне співвідношення сигнал / шум, що визначає динамічний діапазон, відчутно зростає.

### ***Вибір типу багаторозрядного АЦП для добового моніторингу ЕКГ***

Відома велика кількість методів аналого-цифрового перетворення, що істотно відрізняються один від одного потенційною точністю, швидкістю перетворення і складністю апаратної реалізації. За методом перетворення АЦП поділяються на послідовні, паралельні і послідовно-паралельні. Недоліком послідовних АЦП є низька завадостійкість результатів перетворення. При використанні послідовного типу перетворення перешкодостійкість підвищується. Серед послідовного типу слід виділити АЦП інтегруючого типу, в яких вхідний сигнал інтерпретується на певному часовому інтервалі, що дозволяє в багатьох випадках придушити заваду на етапі перетворення.

Сигма-дельта АЦП (раніше називалися АЦП з урівноваженням або балансом зарядів) відносяться до підмножини АЦП інтегруючого типу. Своєю назвою ці перетворювачі зобов'язані наявністю в них двох блоків: суматора і інтегратора. Основним принципом є усереднення результатів вимірювання на великому інтервалі часу для зменшення похибки, що вноситься шумами, і збільшення роздільної здатності. Порівняння сигма-дельта АЦП з іншими інтегруючими АЦП (однотактного і багатоактного інтегрування) показує наступні переваги: вище лінійність характеристики сигма-дельта АЦП, так як його інтегратор працює у вузькому динамічному діапазоні; значно менше нелінійність перехідної характеристики підсилювача (на якому побудований інтегратор); значно менше ємність конденсатора інтегратора сигма-дельта АЦП (десятки пФ), і конденсатор може бути виготовлений прямо на кристалі інтегральної схеми; сигма-дельта АЦП практично не має зовнішніх елементів, що істотно зменшує площу, що займає АЦП на платі, і знижує рівень шумів. Наприклад, 24- розрядний сигма-дельта АЦП AD7714 виготовляється у вигляді одно кристальної інтегральної схеми в 24-вивідному корпусі. Більшість інтегральних сигма-дельта

АЦП мають розвинену аналогову і цифрову частину, вбудований контролер. Це дозволяє реалізувати режими автоматичної установки нуля і самокалібрування повної шкали, зберігати калібровані коефіцієнти і передавати їх за запитом зовнішнього процесора. Сигма-дельта АЦП широко застосовуються у вимірювальних пристроях, де потрібен великий динамічний діапазон при низькій швидкості видачі відліків.

Для портативного професійного обладнання електрокардіографів (ECG), а також для моніторингу пацієнтів в побутових медичних додатках необхідний повністю інтегрований аналоговий інтерфейс (AFE). Восьмиканальний 24-бітний інтерфейс ADS1298 зменшує число компонентів і споживання енергії до 1 мВт на один канал і дозволяє досягти найвищого рівня точності в діагностиці.

ADS1298 включає:

- вісім підсилювачів з програмованим коефіцієнтом посилення і низьким рівнем шумів (PGAs);
- вісім аналого-цифрових перетворювачів з високою роздільною здатністю, внутрішнім ФНЧ і вибіркою у реальному часі;
- інтегрований підсилювач для електрода правої ноги;
- інтегровані підсилювачі для центрального електрода Вільсона (WCT) і електродів Гольдберга (GCT);
- безперервне спостереження за приєднанням електродів;
- вбудований генератор і джерело опорного сигналу для зменшення займаного місця на платі і зниження споживання енергії.

Ключові особливості та переваги ADS1298:

- спрощується дизайн і економиться місце на друкованій платі;
- забезпечується потужність 1мВт / канал, що зменшує енергоспоживання до 95% в порівнянні з реалізацією на дискретних компонентах, підвищуючи портативність обладнання та покращуючи мобільність пацієнтів;
- в схемі ЕКГ не потрібні додаткові фільтри, що включені в схему сигма-дельта АЦП;
- ADS1298 має рівень шуму, наведений до входу  $4\text{-}\mu\text{Vpp}$ , що істотно краще ніж у встановлених в ІЕС60601-2-27/51, що забезпечує більш точні вимірювання в портативних приладах і обладнанні ECG і ЕКГ з високою щільністю каналів;



— доповненням до аналогового інтерфейсу є сімейство цифрових сигнальних процесорів (DSP) TMS320C5505 з низьким енергоспоживанням.

### Робоче завдання

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 3.1.4 і рис. 3.1.5).

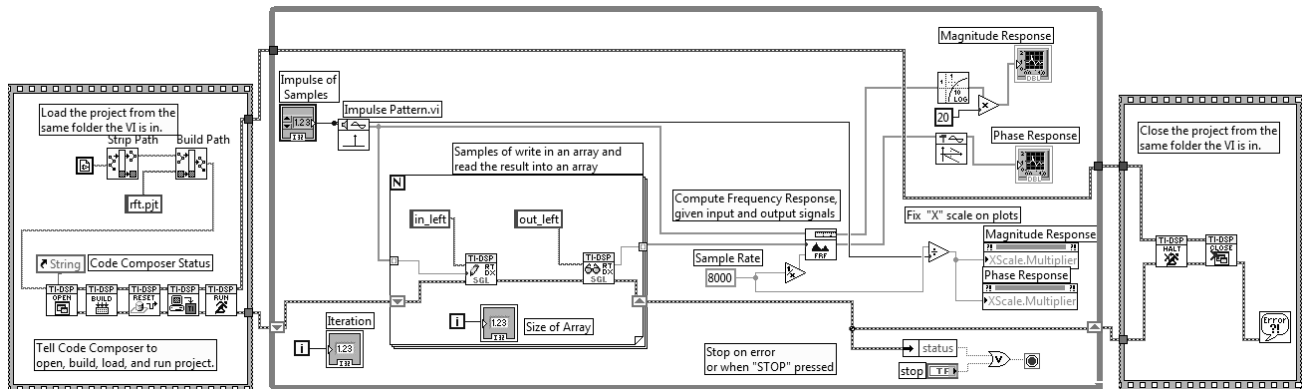


Рис. 3.1.4 Схема віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010

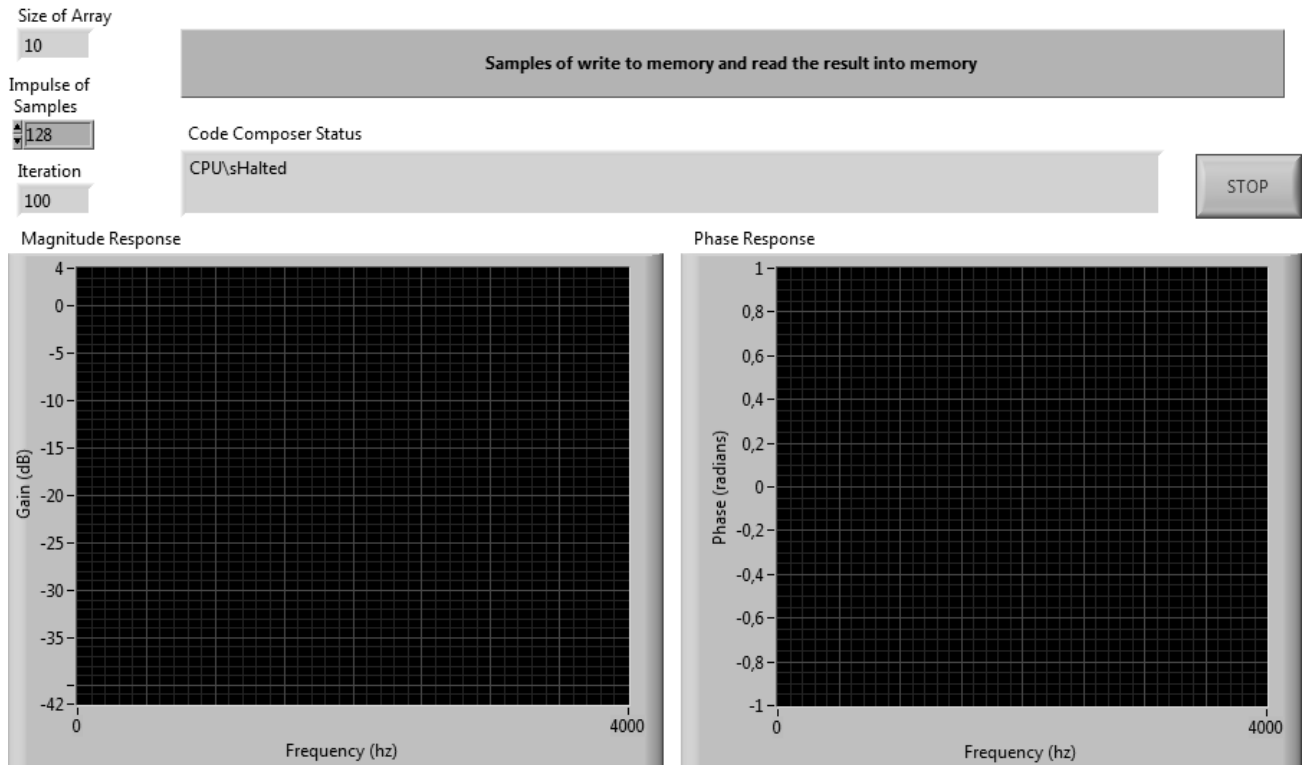


Рис. 3.1.5 Зовнішній вигляд системи керування приладом

2. Дослідити роботу компонентів LabVIEW DSP Test Integration Toolkit. Описати призначення і функціональні можливості компонентів низького рівня RTDX та CCS IDE для віртуального інтерфейсу DSP Test Integration Advanced VI.

3. Задokumentувати для звіту зняті в експериментах частотні діаграми і характеристики. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 3.1.4 і 3.1.5. Установити задані викладачем параметри RTDX каналів передачі даних:

// Ініціалізація змінних і каналів RTDX

```
#define BUFFER_SIZE 48
RTDX_CreateInputChannel(in_left); // input channels
RTDX_CreateInputChannel(in_right); // for coefficients
RTDX_CreateOutputChannel(out_left); // output channels
RTDX_CreateOutputChannel(out_right); // output channels
int input[BUFFER_SIZE], output[BUFFER_SIZE];
```

2. Задіяти програмні методи управління каналами передачі даних за допомогою компонентів DSP Test Integration Advanced VI на рівні RTDX та CCS IDE при розробці програмного забезпечення в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

// Активація каналів RTDX

```
RTDX_enableInput(&in_left);
RTDX_enableInput(&in_right);
RTDX_enableOutput(&out_left);
RTDX_enableOutput(&out_right);
```

// Читання-запис у канали RTDX

```
RTDX_read(&in_left, input, sizeof(input));
RTDX_read(&out_left, input, sizeof(input));
```

```
RTDX_write(&out_left, &output, sizeof(output));
RTDX_write(&out_right, &output, sizeof(output));
```

3. Реалізувати процедуру читання / запису даних з масиву (output, input), що представляє оперативну пам'ять віртуального приладу в LabVIEW на основі компонентів DSP Test Integration Advanced VI, які взаємодіють через канали (in\_left, out\_left) на рівні RTDX з програмним забезпеченням в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
/* Wait for new buffer */
while(!RTDX_read(&in_left, input, sizeof(input)));
/* See if there are new coefficients to be read */
if (!RTDX_channelBusy(&in_right))
RTDX_readNB(&in_right, &gFIRCoefficients, sizeof(gFIRCoefficients));
ProcessData (output, input, 1);
RTDX_write(&out_left, &output, sizeof(output));
RTDX_write(&out_right, &output, sizeof(output));
```

Обробка даних, що читаються / записуються до масиву (output, input) виконуються у процедурі ProcessData (output, input, 1), яка може представляти функцію налаштування коефіцієнтів цифрового фільтру:

```
int ProcessData (int *output, int *input, int gain)
{
    int i;
    double filtered;
    for(i=0; i<BUFFER_SIZE; i++) {
        filtered = FIRFilter(input[i]*gain, kTAPS, gFIRHistory, gFIRCoefficients);
        output[i] = (int)(filtered + 0.5); // round to nearest
    }
    return 0;
}
```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване

у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати частотні діаграми і характеристики цифрового фільтру.

### **Контрольні питання**

1. Які переваги восьмиканального 24-бітного інтерфейсу ADS1298?
2. Що таке компоненти DSP Test Integration Advanced VI?
3. З яких міркувань вибрано мікроконтролер Texas Instruments DSK6400?
4. Поясніть принципи керування каналами передачі даних на рівні RTDX та CCS IDE.
5. Поясніть процедуру ініціалізації змінних і каналів RTDX.
6. Поясніть роботу компонентів CCS Run Project і CCS Halt Project.
7. Поясніть роботу компонентів CCS RTDX Read SGL і CCS RTDX Write SGL.

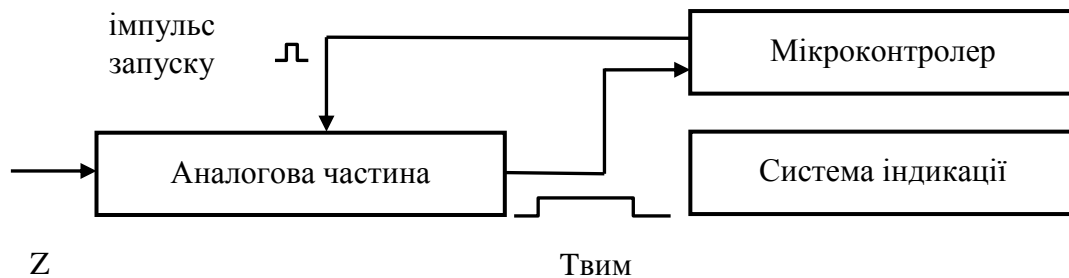
### **4. Проектування мікропроцесорного вимірювача на основі датчика з ШІМ-виходом**

Структурна схема вимірювача із застосуванням мікроконтролера (МК), що забезпечує вимір параметра  $Z$  деякої фізичної величини або об'єкта, представлена на рис. 4.1.1. Вимірювач складається з аналогової частини (датчика), мікроконтролера і системи індикації. Мікроконтролер в даному випадку реалізується на основі мікропроцесорної системи (МПС), що включає мікропроцесор (МП), що має мікросхеми пам'яті (ПЗУ) і інтерфейсні пристрої, а також схему управління. ПЗУ МК використовується для зберігання програми роботи, ОЗУ МК – для тимчасового зберігання отриманих результатів.

***Робота вимірювача полягає в наступному.***

МК формує імпульси запуску з заданими тривалістю і періодом повторення. При подачі імпульсу запуску з МК на аналогову частину формується імпульс напруги, тривалість якого пропорційна значенню вимірюваного параметра  $Z$ , а амплітуда відповідає рівню логічної одиниці для обраної серії мікропроцесорного комплекту. МК починає опитування стану аналогової частини з заданим періодом повторення, що відповідає точності

вимірювання. З кожним опитуванням результат вимірювання збільшується на одиницю, і так до тих пір, поки на виході аналогової частини не закінчиться імпульс (чи не з'явиться 0). Отриманий результат записується в ОЗУ за адресою, вказаною в регістрах загального призначення (РЗП) Н, L мікропроцесора і видається на систему індикації. При надходженні нового імпульсу запуску процес повторюється, адрес, що зазначений в РЗП Н, L, збільшується на одиницю.



**Рис.. 4.1.1. Структурна схема вимірювача**

Розробка принципової схеми мікроконтролера, як і будь-якого іншого цифрового пристрою, включає вибір серії використовуваних інтегральних мікросхем (ІМС), вибір конкретних ІМС зі складу серії відповідно до функціональних призначень, забезпечення роботи ІМС в заданому режимі шляхом безпосередньої подачі керуючих сигналів або програмування, розширення розрядності ІМС шляхом схемних рішень і компонування схеми.

Для розробки принципової схеми мікроконтролера необхідно виконати наступні пункти технічного завдання:

**1. Обґрунтування вибору серії мікропроцесорного комплекту:**

– розрахувати максимальне число  $N$  опитувань аналогової частини за час вимірювання:

$$N = \frac{Z_{\max}}{\Delta z},$$

де  $Z_{\max}$  – максимальне значення вимірювального параметра,  $\Delta z$  – точність вимірювання.

– розрахувати період опитування аналогової частини, виходячи з максимального часу вимірювання і числа опитувань, проведених за цей час:

$$T = \frac{T_{\text{вим.мах}}}{N},$$

де  $T_{\text{вим.мах}}$  - максимальний час вимірювання;

– розрахувати максимальний час вимірювання для вимірювача фазового зсуву:

$$T_{\text{вим.мах}} = \frac{T_{\text{вх}} \Phi_{\text{мах}}}{360},$$

де  $T_{\text{вх}}$  – період вхідних сигналів;  $\Phi_{\text{мах}}$  – максимальне значення фазового зсуву.

– розрахувати число  $M$  тактів мікропроцесора, необхідних для виконання такту вимірювання без урахування програми затримки, використовуючи інформацію про кількість тактів для кожної команди;

– розрахувати необхідну частоту процесора:

$$F_{\text{мп}} \geq \frac{M}{T}.$$

При цьому використовується принцип – чим менше частота процесора, тим менше споживана потужність, вартість і, швидше за все, вище надійність.

– розрахувати час виконання такту вимірювання (без урахування затримки), з огляду на число  $M$ , що відповідає числу МП тактів, і частоту  $F_{\text{мп}}$  для вибраного МП;

– розрахувати час дії програми затримки на  $T_{\text{зат}}$ , що враховує необхідність забезпечення рівності періоду  $T$  тактових імпульсів вимірювача і часу виконання такту вимірювання;

– розрахувати необхідне число портів вводу-виводу для передачі даних на систему індикації:

$$l = \text{int} \left( \frac{1}{8} \text{int} \left( \log_2 \frac{Z_{\text{мах}}}{\Delta Z} \right) \right),$$

де  $\text{int}(P)$  – найближче ціле число до числа  $P$ .

– розрахувати розрядність шини даних по формулою:

$$m \geq \text{int}(\log_2(N + 1)).$$

Значення  $m$  вибирається рівним найближчому значенню з ряду чисел 8, 16, 32, 64;

розрахувати розрядність шини адреси  $n = 2 \cdot m$ ;

– зробити висновок про можливість використання обраного мікроконтролеру на основі порівняння даних про МП [3] і отриманих за розрахунками вимог.

## 2. Уточнення необхідного числа $n$ розрядів шини адреси МП:

– визначити число розрядів шини адреси, що необхідне для адресації до  $N_1$  рядків програми по формулі:

$$n_{\text{пзу}} \geq \text{int}(\log_2(N_1 + 1)),$$

де  $N_1$  – число рядків в макеті програми.

– визначити число розрядів шини адреси, що необхідне для адресації до  $K$  тимчасово збережених даних за формулою:

$$n_{\text{озу}} \geq \text{int}(\log_2(K + 1)),$$

де  $K$  - число тимчасово збережених даних.

– перевірити виконання умови:

$$n \geq \text{int}(\log_2(N_1 + K + 1)),$$

де  $N_1$  – число рядків в макеті програми;  $K$  - число тимчасово збережених даних.

Якщо умова виконується, то число розрядів шини адреси не змінюється. Якщо умова не виконується, то необхідно вибрати МП з шиною адреси необхідної розрядності і переробити обґрунтування розробки принципової схеми з урахуванням характеристик МП.

Функціональна схема мікропроцесорної системи представлена на рис. 4.1.2.

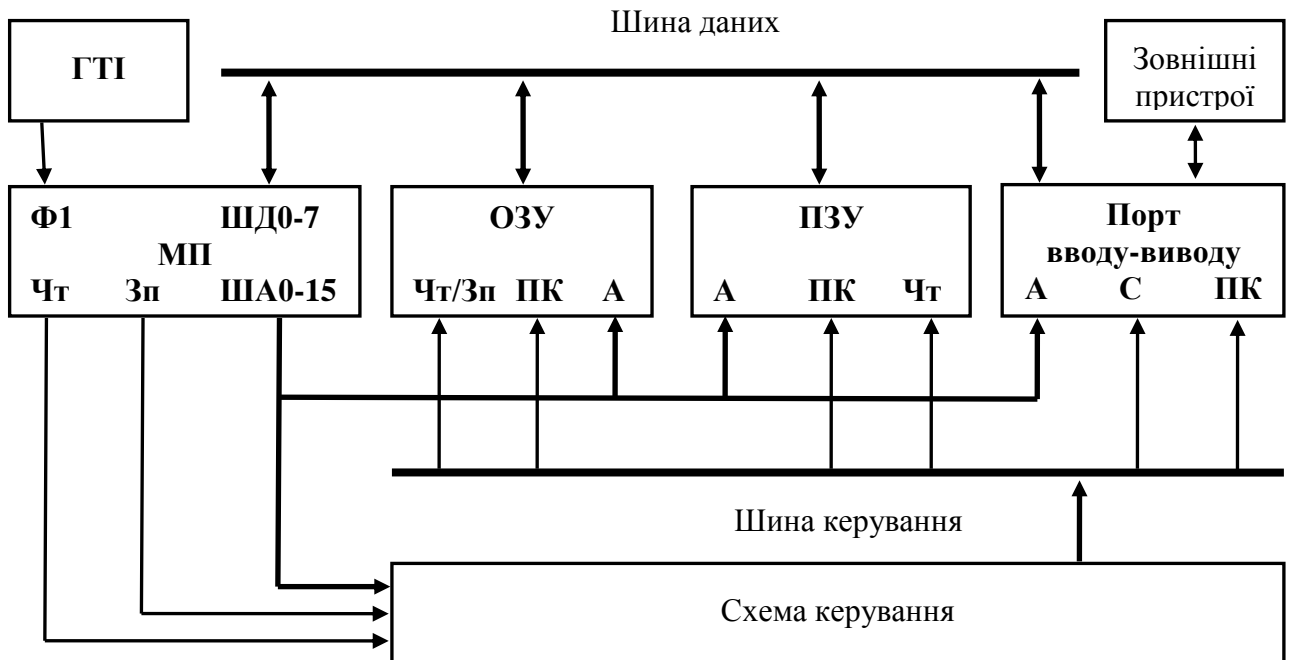


Рис. 4.1.2. Функціональна схема МПС

Якщо МП повинен завантажити дані з ПЗУ, то він спочатку блокує свої власні виходи даних, потім генерує сигнали, що необхідні для підключення ПЗУ до шини даних (ПК). Потім схема управління виробляє на їх основі керуючі сигнали на входи вибору кристалу  $ПКПЗУ = 1$ ,  $ПКОЗУ = ПКПОРТ = 0$ . У результаті, інформація з виходів ПЗУ з'являється на шині даних і МП зчитує дані.

Зчитування інформації з ОЗУ і порту введення/ виведення виконується подібним чином. При зчитуванні інформації з ОЗУ виробляються керуючі сигнали  $Чт / Зп = 1$ ,  $ПКОЗУ = 1$ ,  $ПКПЗУ = ПКПОРТ = 0$ .

При зчитуванні інформації з порту введення/ виведення виробляються керуючі сигнали  $ПКПОРТ = 1$ ,  $ПКПЗУ = ПКОЗУ = 0$ .

Щоб записати дані в ОЗУ або порт введення/ виведення МП спочатку поміщає необхідні дані на шину даних, а потім генерує сигнали вибору відповідного пристрою.

Дані надходять через МП. Наприклад, щоб передати дані з порту введення / виведення в ОЗУ, МП спочатку зчитує дані з порту, а потім записує їх в ОЗУ. Через те, що дані не можуть передаватися прямо з порту введення / виведення в ОЗУ, вони повинні тимчасово запам'ятовуватися в МП.

Таким чином, шина даних використовується для перенесення даних в системі. Всі пристрої використовують одну і ту ж шину. Одночасно по шині даних може здійснюватися обмін даними тільки між двома інтегральними схемами МПС.

#### **4.1. Монітор пацієнта і портативний медичний вимірювач**

**Ціль роботи** – проектування цифрового фільтру для монітору пацієнта і медичного вимірювача у LabVIEW з мікропроцесорним управлінням і дослідження його статичних і динамічних параметрів.

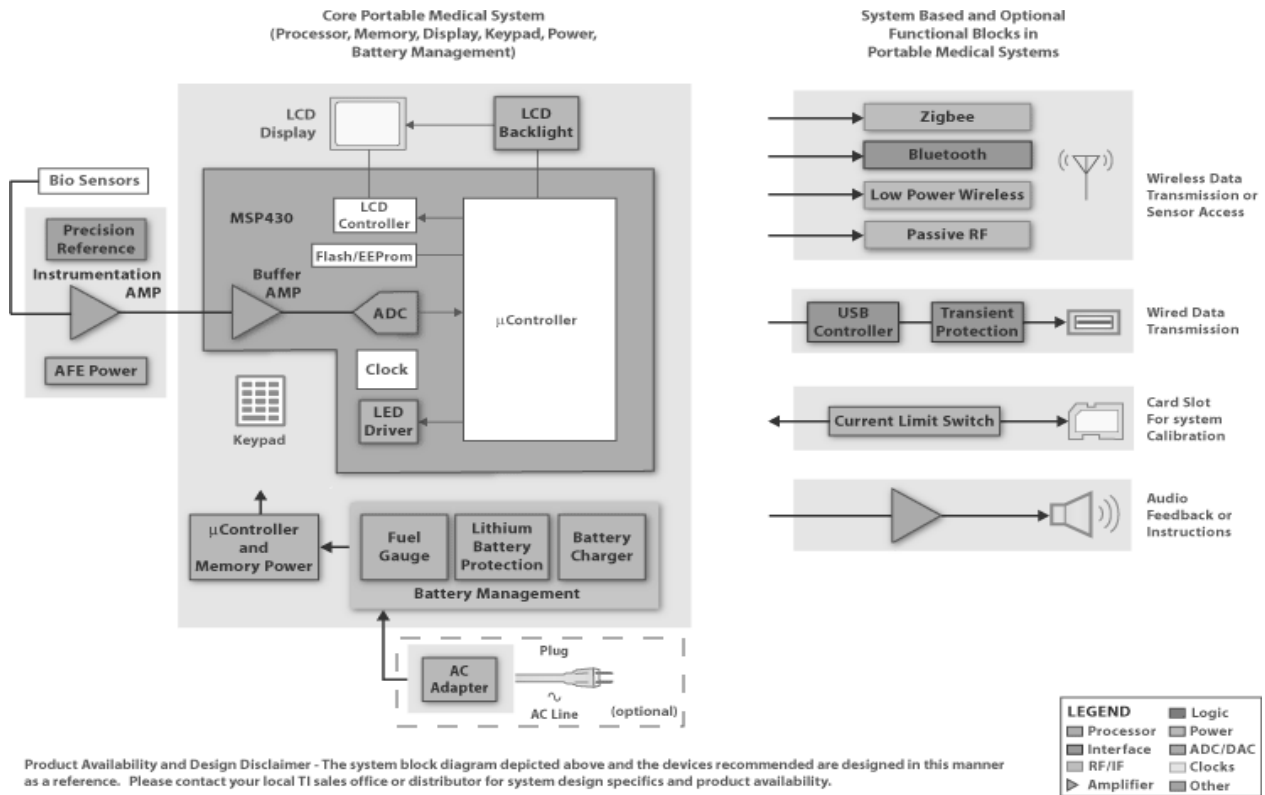
#### **Теоретичні відомості**

**Портативний медичний вимірювач.** Прикладом мікропроцесорного вимірювача на основі датчика з ШІМ-виходом для моніторингу декількох параметрів біологічного об'єкту є портативний медичний вимірювач який включає в себе: глюкометр, вимірювач газів крові, цифровий тонометр з вимірником частоти серцевих скорочень, цифровий термометр. Його



структурна схема переставлена на рис. 4.1.3.

Мікропроцесорний вимірювач – це медичний портативний пристрій, що працює від батарей, який призначено для проведення вимірювань за допомогою різних біологічних сенсорів з топологією, що складається з різних блоків, що розрізняються методом зондування, обробки і відображення інформації і набором функцій. Для вимірювача глюкози, вимірювача газів крові, цифрового тонометра з вимірювачем частоти серцевих скорочень, цифрового термометра є стандартні системні блоки, які є загальними для кожного приладу: блок керування живленням, блок управління і обробки даних, блок посилення і АЦП, дисплей і датчики самих елементів.



**Рис. 4.1.3. Блок-схема портативного медичного вимірювача**

В даному приладі споживання електроенергії є ключовим моментом, викликаним необхідністю продовження терміну служби акумуляторів, а також висока точність з малим часом відгуку. Вимоги, що пред'являються до бездротової або дротового зв'язку, а також для оброблення даних, додавання аудіо- або голосових підказок зобов'язують виробників використовувати мікроконтролери з адекватною пам'яттю.

Основними загальними підсистемами є наступні блоки:

1. Аналоговий вхідний датчик. Біосигнали з датчиків в портативних вимірювачах досить повільні і дуже низькі по амплітуді. Тому може знадобитися попереднє посилення для аналого-цифрового перетворення, яке виконується дискретно або в інтегрованому ЦАП у мікроконтролері.

2. Мікроконтролер. Мікроконтролер виконує процес вимірювання сигналу і управління інтерфейсом пам'яті і периферійних пристроїв. Так як енергоспоживання є критичним, широкий асортимент продукції МП з сімейства MSP430 з наднизьким енергоспоживанням робить його ідеальним вибором процесора. Їх високий рівень інтеграції спрощує проектування і знижує вартість системи в якості буферних підсилювачів, перетворювачів даних, ЖК-контролерів, і інтерфейсу користувача.

3. Зв'язок. Споживана потужність, швидкість передачі даних і діапазон – це три основні міркування при виборі бездротового інтерфейсу. Zigbee-протокол забезпечує глобальне охоплення, помірну швидкість передачі даних і робочий цикл, а також дозволяє підтримувати декілька датчиків в одній системі з широким діапазоном. Bluetooth і Bluetooth Low Energy – ці протоколи передбачають обмежений діапазон з високою швидкістю передачі даних. Пасивний низькочастотний інтерфейс не тільки здатний забезпечити ближнє поле бездротового зв'язку, але в залежності від енергоспоживання системи здатний жити всю систему.

4. Управління споживанням. Прийняття рішень з управління споживанням на початку циклу проектування дозволяють визначити системний рівень компромісів, які необхідні для виконання завдань. Невеликі портативні медичні апарати можуть використовувати одноразові батареї, в той час як великі портативні системи можуть використовувати акумуляторні батареї. Такі функції, як динамічне управління потужністю дозволяють системі отримувати енергію незалежно від зарядки акумулятора. Це дозволяє пристрою з повністю розрядженою батареєю вже використовуватися, як тільки воно підключено, не чекаючи на напругу для підзарядки. Також є такі можливості, як перевірка справжності акумуляторів, коли безпека і надійність системи мають вирішальне значення.

5. Підсилювач. Підсилювач підсилює звук, що надходить або зі схеми ШІМ або ЦАП, який можна використовувати для повідомлення користувачів, коли результати

вимірювань доступні для зчитування. ЦАП здатний виводити голосові інструкції з програми синтезатора мови.

**Приліжковий монітор.** Монітор пацієнта – це невід'ємна частина будь-якої палати інтенсивної терапії та реанімаційного відділення. Без монітора пацієнта важко уявити сучасну лікарню. До моніторингу стану пацієнта пред'являються високі вимоги, тому чим вище якість і точність вимірювання монітора пацієнта, тим ефективніші заходи, що проводяться при лікуванні пацієнта. Монітор пацієнта (приліжковий монітор) дозволяє оцінити життєві показники, ефективність проведених реанімаційних заходів та корекцію лікарняної терапії, тому важко переоцінити значення монітора пацієнта в діагностиці та оцінці стану важких хворих.

Блок-схема монітора представлена на рис. 4.1.4.

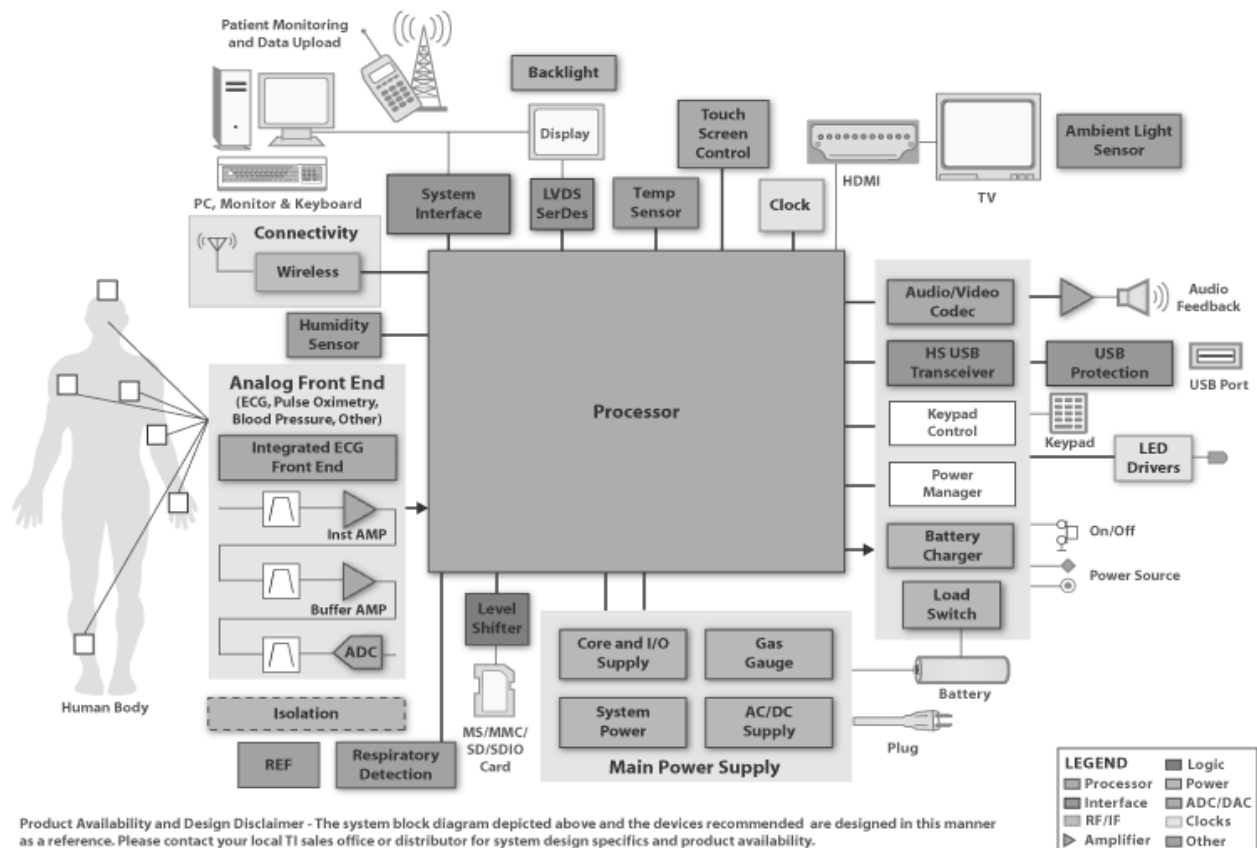


Рис. 4.1.4. Блок-схема монітора пацієнта

Структура монітора складається з декількох основних елементів:

- аналогові датчики – ЕКГ-відведення, пульсоксиметр, вимірювач кров'яного тиску, температури тіла і т.д.;
- ОМАР-процесор, який представляє собою програмований мікроконтролер з внутрішньою пам'яттю, вбудованими ЦАП і АЦП, і складається з чотирьох основних незалежних функціональних блоків – це процесорне ядро, акселератор графіки, акселератор зображень і відео, а також сигнальний процесор (DSP);
- для управління монітором призначений сенсорний дисплей з підсвічуванням (Backlight Touch Screen Control Display), додатковий вихід на зовнішню клавіатуру (Keypad);
- додаткова пам'ять у вигляді карт-рідера (MS / MMC / SD Card) і перетворювач рівня (Level Shifter), що призначені для зберігання інформації про пацієнта;
- аудіо кодер-декодер (Audio / Video Codec) і звуковий динамік (Audio Feedback) призначені для звукової сигналізації при виникненні різних аварійних ситуацій, що відбуваються з апаратурою, або у разі перевищення контрольованих параметрів пацієнта встановлених рамками значень;
- USB-порт спільно з USB-трансівером призначені для підключення монітора до персонального комп'ютера;
- світлодіоди LED-Divers призначені для моніторингу різних постійних напруг, що формуються блоком живлення монітора;
- за допомогою дротових (Ethernet) і бездротових комунікаційних технологій (Bluetooth, Wi-Fi, Low Power Wireless) монітор може бути підключений до будь-якого іншого лікарняного обладнання, включаючи наркозно-дихальні апарати, дефібрилятори, апаратури телемедицини для дистанційного моніторингу за хворим;
- блок живлення (Main Power Supply) перетворює змінну напруги 220 В у постійну напругу, а також заряджає акумуляторну батарею і контролює рівень її зарядки.

Портативні монітори для медичних вимірювачів були здатні вимірювати такі параметри, як кров'яний тиск, рівень глюкози, пульс, рівень вуглекислого газу, а також інші біометричні параметри. Сьогодні монітори є не тільки портативними, але і гнучкими пристроями, які можуть бути адаптовані до різних клінічних додатків, підтримувати різні дротові та бездротові інтерфейси. Монітори пацієнта контролюють динаміку показників

дихальної та серцево-судинної систем пацієнта, дозволяють проводити такі тести як ЕКГ, частота дихання, неінвазивне вимірювання тиску крові, ступінь насичення киснем крові, двоканальне вимірювання температури тіла та інші важливі біомедичні параметри.

Незалежно від того, що монітор є вимірником одного або декількох параметрів, цільові можливості, споживана потужність і універсальність системи часто є ключовими вимогами. В даний час монітор можна переміщати разом з пацієнтом з операційної в реанімацію, в лікарняну палату. Універсальні монітори пацієнта є портативними пристроями, тому їх можна використовувати як в стаціонарі, так і при транспортуванні. Так само, монітори пацієнта можуть використовуватися як у дорослих пацієнтів, так у дітей і новонароджених. Це має першорядне значення в сучасному світі в галузі охорони здоров'я.

Найбільш важливими особливостями сьогоденних моніторів пацієнта є мобільність, простота у використанні і можливість передачі даних на відстані. Мобільність включає в себе портативність, а також здатність взаємодіяти з іншими медичними пристроями, такими як апарати для анестезії або дефібрилятори. Простота використання моніторів досягається завдяки використанню сенсорного екрану, який відображає показники, багаторівневого меню профілів, які можуть бути налаштовані для навколишнього середовища, а також з урахуванням статистики природніх рухів пацієнта. Передача даних можлива як через послідовний порт RS232, так і через бездротові протоколи. Лікарні можуть підтримувати конкретні мережеві інфраструктури у всіх областях, проте для машин швидкої допомоги, будинків і в інших випадках, можливо, буде необхідна підтримка різних протоколів. Зростаюча необхідність звести до мінімуму витрати на охорону здоров'я призводить до переміщення стаціонарного лікування і моніторингу за межами лікарні. Надання медичної допомоги в густонаселених сільських і віддалених районах, в країнах з економікою, що розвивається призводить до необхідності дистанційного спостереження за пацієнтами з використанням технологій телемедицини.

Системи для такого лікування і моніторингу пацієнтів представляють обладнання, що разюче схоже на стільникові телефонні системи. Технології OMAP з вбудованим ARM і DSP-ядром процесора безпосередньо вирішують ці проблеми. Процесор OMAP 3 виконує послідовну цифрову обробку сигналів, вимірювання та аналіз контролю стану пацієнта. Потужний процесор ARM працює на високому рівні ОС (HLOS), що робить проведення

нового моніторингу легким і забезпечує широкі можливості для налаштування і просту систему управління. Виявлення аномальних умов експлуатації і взаємодія з центральним сервером має важливе значення в забезпеченні своєчасної охорони здоров'я. ОМАР 3 має великий набір периферійних пристроїв для підтримки різних варіантів підключення, таких як Bluetooth, WiFi, ZigBee та інші нові стандарти.

***Основні характеристики монітору ЕКГ:***

- Відведення: 3, 5, 10, 12
- 3-відведення: RA; LA; LL або R; L; F,
- 5-відведення: RA; LA; RL; LL; V або R; L; N; F; C,
- 10-відведення.: RA; LA; RL; LL; V 1 - V6; або R; L; N; F; C, C1 - C6.
- Канали: ЕКГ-хвилі - 2 канали. Посилення:  $\times 0,25$ ;  $\times 0,5$ ;  $\times 1$ ;  $\times 2$ , авто.
- Діапазон вимірювання ЧСС: 20 ... 250 уд./хв. Точність ЧСС: найбільше  $\pm 1\%$  або  $\pm 2$  уд./хв. Роздільна здатність: 1 уд./хв.
- Аналіз ST-сегменту: від -2,0 мВ до 2,0 мВ. Аналіз аритмій і зміщень ST-сегмента, карта ST-сегмента. Моніторинг інтервалу QT / QT с.
- Фільтри. Режим діагностики: 0,05 ... 100 Гц або 0,05 ... 150 Гц (для 12-канального). Режим моніторингу: 0,5 ... 40 Гц. Режим хірургії: 1 ... 20 Гц. Захист: від перешкод дефібрилятора і ЕХВЧ. Хвилі ЕКГ: 9-канальний ЕКГ, 12-канальний ЕКГ.
- Вхідний опір:  $> 5$  МОм.
- Дихання. Метод: імпедансний. Діапазон вимірювання: 0 ... 100 вд./хв.
- Точність:  $\pm 1$  вд./хв.
- SpO2 (пульсоксиметр). Діапазон вимірювань: 0 ~ 100%. Точність вимірювань:  $\pm 1\%$  (SpO2 90 - 100%);  $\pm 2\%$  (SpO2 70 - 89%). Діапазон ЧСС: 0 ~ 250 уд./хв. Роздільна здатність: 1%. Точність:  $\pm 1$  уд./хв.
- Модуль Nellcor SpO2. Діапазон вимірювань: 0 ~ 100%. Точність вимірювань:  $\pm 2\%$  (для дорослих і дітей);  $\pm 3\%$  (для новонароджених). Діапазон ЧСС: 0 ~ 254 уд./хв. Роздільна здатність: 1 уд./ хв. Точність:  $\pm 3$  уд./хв.
- НІАД (неінвазивний артеріальний тиск). Метод вимірювання: автоматичний і осцилометричний. Типи вимірювання параметрів: систолічний, діастолічний, середній тиск.

Режими виміру: ручний / автоматичний. Інтервал в автоматичному режимі вимірювання: 1 ... 480 хв. Час вимірювання: встановлюється користувачем. Одиниця виміру: мм рт. ст. Діапазон НІАД: 0 ~ 300 мм рт. ст. Захисту від надлишкового тиску: подвійний захист від надмірного тиску.

– Діапазон вимірювання тиску: Дорослий / діти: систолічний тиск 60 ~ 240 мм рт. ст., діастолічний тиск 30 ... 190 мм рт. ст., середній тиск 40 ... 210 мм рт. ст. Новонароджені: систолічний тиск 25 ... 135 мм рт. ст., діастолічний тиск 12 ... 110 мм рт. ст., середній тиск 18 ... 120 мм рт. ст. Точність виміру тиску:  $\pm 5$  мм рт. ст.

– ІАД (інвазивний артеріальний тиск). Діапазон вимірювання: 50 ~ 300 мм рт. ст. Канали: 2 каналу. Вимірювані параметри: ARP, PA, CVP, LAP, ICP, P1, P2. Точність: найбільше  $\pm 1\%$  або  $\pm 1$  уд./хв.

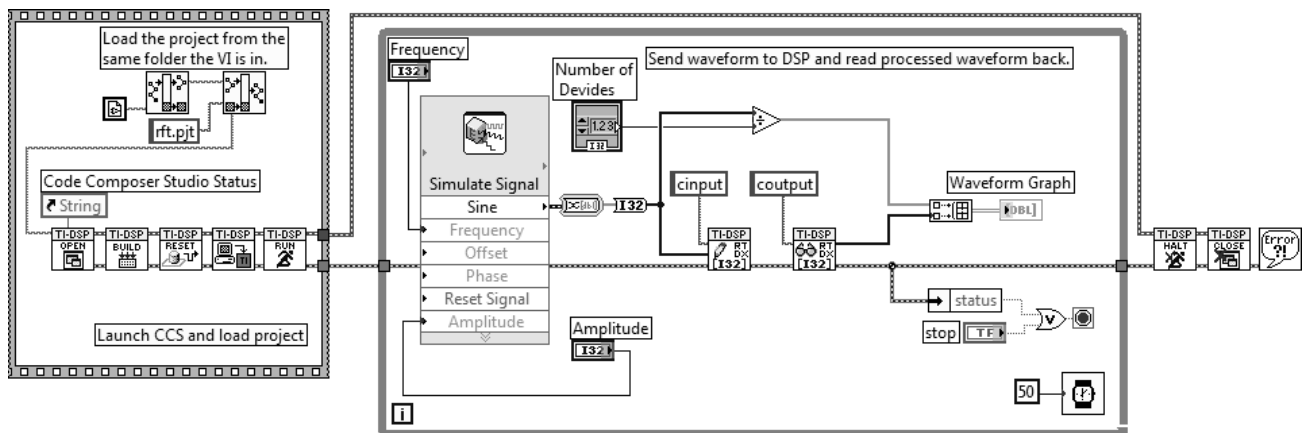
– Температура. Діапазон вимірювання: 20 ... 45°C. Роздільна здатність: 0,1°C. Точність вимірювання:  $\pm 0,1^\circ\text{C}$  (не включає помилку датчиків). Датчик: у стандартному комплект – шкірний датчик температури. Тривога: 20 ... 45°C, автоматичне запам'ятовування випадків тривоги.

– Капнографія EtCO<sub>2</sub>. Метод: дослідження поглинання ІЧ-випромінювання. Частота дискретизації: 50  $\pm$  10 мл/хв. (бічної). Діапазон вимірювання CO<sub>2</sub>: 0 ... 150 мм рт. ст. Роздільна здатність CO<sub>2</sub>: 0,1 мм рт. ст. у діапазоні 0 ... 69 мм рт. ст., 0,25 мм рт. ст. у діапазоні 70 ... 150 мм рт. ст. Точність CO<sub>2</sub>:  $\pm 2\%$  у діапазоні 0 ... 40 мм рт. ст. ;  $\pm 5\%$  у діапазоні 41 ... 70 мм рт. ст.;  $\pm 8\%$  у діапазоні 71 ... 100 мм рт. ст.;  $\pm 10\%$  у діапазоні 101 ... 150 мм рт. ст..

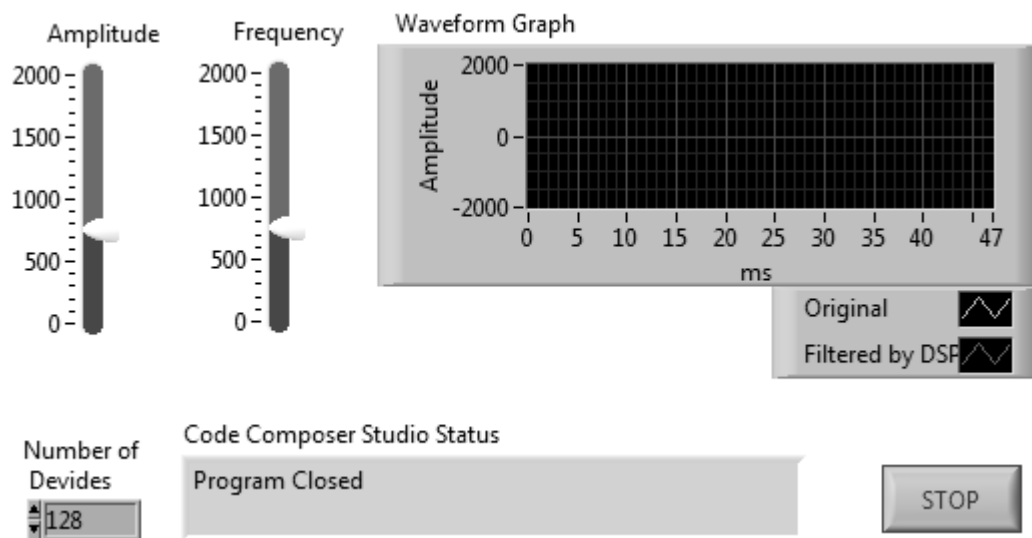
– AwRR:  $\pm 1$  об/хв. Час реакції: <3 с, включаючи час транспортування. Численний метод: BTPS (Body Temperature Pressure Saturated). Приблизна витрата газу: 50 мл/хв.

### Робоче завдання

1. Зібрати досліджувану схему віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010 (рис 4.1.5 і рис. 4.1.6).



**Рис. 4.1.5** Схема віртуального приладу в National Instruments LabVIEW 2010



**Рис. 4.1.6** Зовнішній вигляд системи керування приладом

2. Дослідити роботу компонентів LabVIEW DSP Test Integration Toolkit. Описати призначення і функціональні можливості компонентів низького рівня RTDX та CCS IDE для віртуального інтерфейсу DSP Test Integration Advanced VI.

3. Задokumentувати для звіту зняті в експериментах частотні діаграми і характеристики. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи



керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 4.1.5 і 4.1.6.  
Установити задані викладачем параметри фільтру:

Amplitude (A) = 0.50V;

Frequency (F) = 1e+03Hz;

2. Задіяти програмні методи управління цифровим фільтром за допомогою компонентів DSP Test Integration Advanced VI на рівні RTDX та CCS IDE при розробці програмного забезпечення в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

// Ініціалізація змінних і каналів RTDX

#define BUFFER\_SIZE 48

RTDX\_CreateInputChannel(cinput);

RTDX\_CreateOutputChannel(coutput);

int input[BUFFER\_SIZE], output[BUFFER\_SIZE];

// Активація каналів RTDX

RTDX\_enableInput(&cinput);

RTDX\_enableOutput(&coutput);

// Читання-запис у канали RTDX

RTDX\_read(&cinput, input, sizeof(input));

RTDX\_write(&coutput, &output, sizeof(output));

3. Реалізувати цифровий фільтр (FIR Filter) з можливістю програмного регулювання коефіцієнтів фільтра при розробці програмного забезпечення в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

// The Simple FIR Filter

double FIRFilter (double val, int nTaps, double\* history, double\* coefs)

{

double temp, filtered\_val, hist\_elt;

int i;

hist\_elt = val;

filtered\_val = 0.0;

for (i = 0; i<nTaps; i++)

```

{
    temp = history[i];
    filtered_val += hist_elt * coefs[i];
    history[i] = hist_elt;
    hist_elt = temp;
}
return filtered_val;
}

```

4. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролера Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати частотні діаграми і характеристики цифрового фільтру.

### Контрольні питання

1. У чому полягає робота вимірювача біомедичних сигналів?
2. Що таке компоненти DSP Test Integration Advanced VI?
3. З яких міркувань вибрано мікроконтролер Texas Instruments DSK6400?
4. Поясніть принципи керування каналами передачі даних на рівні RTDX та CCS IDE.
5. Поясніть процедуру ініціалізації змінних і каналів RTDX.
6. Від яких параметрів залежить активація каналів RTDX.
7. Поясніть процедуру обґрунтування вибору серії мікропроцесорного комплекту.
8. Поясніть роботу компонентів CCS Build Project і CCS Download Code.

## 5. Телемедичні системи динамічного спостереження

Телемедицина – метод надання послуг з медичного обслуговування у тій місцевості, де відстань є критичним чинником. Телемедицина – це досить новий напрямок на стику декількох галузей медицини, телекомунікацій, інформаційних технологій. Безперечно, що

одне з головних достоїнств телемедицини - це можливість надати висококваліфіковану допомогу фахівців провідних медичних центрів у віддалених районах і істотно заощадити при цьому витрати пацієнтів.

Телемедичні консультації здійснюються за допомогою передачі медичної інформації по електронних каналах зв'язку. Консультації можуть проводитися як в «відкладеному» режимі по електронній пошті – найбільш дешевим і простим способом передачі медичної інформації, так і в режимі реального часу on-line з використанням каналів зв'язку і відеоапаратури. Планові і екстрені відеоконсультації і відеоконсилиуми – це безпосереднє спілкування між лікарем-консультантом та лікуючим лікарем, при необхідності – за участю хворого. Причому сеанс зв'язку відеоконференції може проходити як між двома абонентами, так і між декількома абонентами у так званому багатоточковому режимі, тобто найбільш складні випадки можуть обговорюватися консиліумом лікарів з різних медичних центрів.

Застосування мережевих відеокамер дозволяє організувати трансляцію хірургічної операції. Наприклад, через стандартні засоби Інтернет можна отримати доступ до відеокамер, встановлених у лабораторії телемедицини та операційних НАН України.

Отримують розвиток мобільні телемедичні комплекси (переносні, на базі реанімобіля і т.д.) для роботи на місцях аварій. Сучасний мобільний телемедичний комплекс повинен об'єднувати в собі потужний комп'ютер, легко сполучаються з різноманітним медичним обладнанням, засоби ближнього і далекого бездротового зв'язку, засоби відеоконференції і засоби IP-телефонії.

Телемедичні системи динамічного спостереження використовуються для спостереження за пацієнтами, що страждають хронічними захворюваннями. Ці ж системи можуть застосовуватися на промислових об'єктах для контролю стану здоров'я працівників (наприклад, операторів на атомних електростанціях). Новим напрямком розвитку дистанційного біомоніторингу є інтеграція датчиків в одяг, різні медичні аксесуари, мобільні телефони. Наприклад, існує жилет з набором біодатчиків, які реєструють ЕКГ, артеріальний тиск і ряд інших параметрів, або мобільний телефон з можливістю реєстрації ЕКГ і відправки їх засобами GPRS в медичний центр, а також з можливістю визначення координат людини в разі загрози життю пацієнта.

Доступність засобів зв'язку і сервісів Інтернет дозволяє розвивати такий напрямок,

як «домашня телемедицина». Це дистанційне надання медичної допомоги пацієнту, що знаходиться поза медичної установи і проходить курс лікування в домашніх умовах. Спеціальне телемедичне обладнання здійснює збір і передачу медичних даних пацієнта з його будинку в віддалений телемедичний центр для подальшої обробки фахівцями. Прикладом може служити система моніторингу хворих із серцевою недостатністю, які потребують регулярних і частих обстеженнях, вартість лікування яких істотно зменшується за рахунок використання телемедицини. Є комплекси, які включають датчики, що вимірюють температуру тіла, тиск крові, парціальний тиск кисню, ЕКГ і функції дихання, з'єднані з настільним монітором, який, в свою чергу, автоматично відправляє дані в контрольний центр. Крім того, можливий аудіовізуальний контакт з лікарями під час проведення консультації або діагностичної процедури.

Хоча сьогодні телемедицина залишається, в першу чергу, дистанційною діагностикою, її потенційні можливості значно ширше. До перспективних напрямків телемедицини відносяться телехірургія і дистанційне обстеження. Вони дозволяють проводити дистанційне керування медичною діагностичною апаратурою та дистанційні лікувальні впливи, хірургічні операції. В даний час деякі варіанти дистанційного керування вже входять в практику. Прикладом може служити управління мережевими відеокамерами, що є ефективним при спостереженні за станом пацієнтів в палатах інтенсивної терапії і дистанційному контролі хірургічних операцій. Іншим прикладом дистанційного управління є керування віддаленим мікроскопом, завдяки чому лікар-консультант отримує можливість проведення патогістологічного або патоцитологічного досліджень в повному обсязі, перегляду всіх наявних зразків матеріалу.

Проводиться експериментальне використання телекерованих маніпуляторів і дистанційне керування ними безпосередньо при проведенні операцій (управління скальпелем, лазером і т.д.). Найбільш відповідальний і складний з точки зору реалізації напрямок в даний час є суто експериментальні методики, впровадження яких в практику вимагає виконання багатьох технологічних інновацій.

Перспективи телемедицини пов'язані з подальшою мініатюризацією контрольно-вимірювальних засобів, впровадженням смарт-технологій, робототехніки, новітніх досягнень інформатики, прикладних аспектів нанотехнології.

У складі телемедичної системи (ТМС) можна виділити чотири типи елементів, взаємодія яких і утворює телемедичну мережу:

1. Каналоутворююче середовище – набір апаратних, програмних засобів, носіїв інформації і технологічних рішень (протоколи і стандарти), що забезпечують передачу різномірної інформації в територіально розподіленому середовищі;

2. Консультаційний центр – медичний заклад, що має в штаті висококваліфікованих лікарів з різних напрямків медицини та відповідне обладнання для проведення дистанційних консультацій, консилиумів та лікувально-діагностичних процедур, а також організації навчання (проведення семінарів, лекцій) лікарів на віддалених станціях ТМС;

3. Диспетчерський пункт – виділена або функціонуюча у складі інших елементів ТМС структура, яка виконує функції фільтрації запитів на консультування, планування і забезпечення консультацій, організації консилиумів, а також збору і поширення інформації про можливості консультаційних центрів, а також містить службу адміністрування, що виконує функції супроводу мережевої структури;

4. Віддалені пункти – особливим чином обладнані медичні установи, персонал яких безпосередньо взаємодіє з пацієнтами і виконує комплекс лікувальних, діагностичних, профілактичних і реабілітаційних процедур.

При необхідності в структурі ТМС формуються тимчасові осередки – наприклад, комплекс віддалених медичних підрозділів в місцях бойових дій або техногенних катастроф. Такі станції розгортаються і підключаються до ТМС з метою залучення груп досвідчених фахівців провідних центрів до вирішення оперативних проблем, що виникають в таких місцях. Отримання консультацій пацієнтом можливе цілодобово за рахунок різниці в часі в різних часових поясах.

У структурі апаратного забезпечення телемедичних систем ви виділяється чотири основних складових: інфраструктура передачі мультимедійної інформації, комп'ютерне обладнання загального профілю, спеціалізоване комп'ютерне обладнання, спеціалізоване медичне обладнання.

Каналоутворююче середовище ТМС (інфраструктура передачі мультимедійної інформації) не залежить від носія інформації – це можуть бути кабельні провідні структури, волоконно-оптичні канали та канали супутникового і радіозв'язку. Устаткування і канали

зв'язку забезпечують передачу різномірної інформації – алфавітно-цифровий і графічної, аудіо та відео, а також цифрових і аналогових сигналів, що знімаються з датчиків, і даних, що передаються на органи управління діагностичної лікувальної апаратури. Кінцеве обладнання забезпечує перетворення і узгодження сигналів, їх перекодування з одного формату в інший, а також здійснює їх компресію/декомпресію. Слід зазначити, що сучасні ТМС для зв'язку на відеоконференціях можуть ефективно працювати в різних мережних токологіях, побудованих на основі протоколів IP, ISDN, ATM і ін. У якості служб надання сервісів виступають розподілені сервери програмних додатків і архівації. Організація багатоточкового відеозв'язку, ведення розкладів консультацій і сервісів дистанційного навчання і тестування виконується на серверах програмних додатків. Служби архівації забезпечують довгострокове зберігання великих обсягів інформації, їх каталогізацію і пошук. Комп'ютерне обладнання загального профілю служить для організації робочих місць лікаря-консультанта і лікаря, пультів централізованого моніторингу, а також для обладнання операційних. До його складу входять комп'ютери різної архітектури і призначення. Крім комп'ютерів сюди входить різне периферійне устаткування – кодеки відеозв'язку, відеокамери, аудіосистеми, різні дигітайзери.

Склад спеціалізованої комп'ютерного обладнання визначається виходячи з потреб конкретних медичних програм і може містити спеціалізовані сканери, пристрої управління, спеціалізовані системи відображення відеографічної інформації, а також пристрою сполучення комп'ютерного та спеціалізованого медичного обладнання.

Діагностичне, лікувальний і реабілітаційне обладнання може підключатися до ТМС безпосередньо і через пристрої сполучення. При неможливості або недоцільності такого підключення інформація з такого обладнання може перетворюватися в цифрову форму з використанням спеціального обладнання – сканерів, дигітайзерів і т.п.

Для використання в телемедичних мережах оптимально підходить спеціалізоване медичне обладнання, що має візуальний або акустичний зворотній зв'язок з лікарем, а також вбудовану мережеву підтримку. Для кардіології це можуть бути ангіографічне установки і різні ехографи, в пульмонології – це бронхоскоп, в гастроентерології – гастроскопи, в дерматології і ендоскопії – дерматоскопи і відеокамери з ендоскопічними насадками. Також це може бути діагностичне обладнання широкого профілю – апарати для ультразвукового

дослідження, ЯМР-томографи, мікроскопи, стетоскопи та інше обладнання.

Захист зберігаємої і переданої інформації, авторизація доступу до ТМС, і нарешті, забезпечення живучості мережі в різних режимах функціонування (мирний час, надзвичайні події тощо) утворює комплекс програмно-апаратних засобів та управлінських рішень системи безпеки ТМС. Для забезпечення захисту інформації, що зберігається в архівах і передається по каналах зв'язку, використовуються апаратні і програмні криптографічні засоби.

Авторизація доступу лікарів до обладнання ТМС актуальна як при проведенні телеконсультацій для підтвердження повноважень спеціалістів, так при роботі з терміналами для запобігання несанкціонованого доступу до медичних даних. Засоби електронного підпису використовуються для верифікації документів, які реєструють результати телеконсультацій, віддаленого тестування і т.п.

Доступ до ресурсів ТМС з зовнішніх мереж зв'язку забезпечується використанням програмних систем – брандмауерів. Живучість ТМС забезпечується як топологією ТМС, що має структуру дублюючих каналів різної фізичної природи і інтелектуальних комутаторів, так і заходами по розподіленому архівному зберіганні інформації.

### **5.1. Блок-схема діагностичного пункту**

**Ціль роботи** – проектування цифрових фільтрів ФНЧ і ФВЧ в каналах вимірювання для телемедичної системи з мікропроцесорним управлінням через вбудований Ethernet і високошвидкісний USB-трансівер.

#### **Теоретичні відомості**

Один з варіантів побудови віддаленого діагностичного пункту на основі мікропроцесора наведено на рис. 5.1.1.

Системні рішення для малопотужних діагностичних центрів включають такі ключові компоненти:

1. Мікропроцесор. У якості мікропроцесора використовується LM3S9B9x, побудований на базі ARM Cortex M3 з вбудованими Ethernet і високошвидкісним USB-

трансівером. Низьке енергозабезпечення в режимі сну і швидка обробка переривань є ідеальними можливостями для подібних пристроїв, що використовують в якості джерела живлення акумуляторних батарей. Виробник мікропроцесорів надає всі необхідні системні драйвери, тому ніякої спеціальної програмної збірки не потрібно.

2. Зв'язок. Для того щоб пристрій було сертифіковано, він повинен включати, принаймні, один Personal Area Network (PAN) інтерфейс, такий як USB і Bluetooth, і один інтерфейс Wide Area Network (WAN) для локальної мережі (LAN), такий як Ethernet і ZigBee.

3. Аудіо. Інтегровані роз'єми для навушників і підсилювач гучномовця забезпечує низьке енергоспоживання, низьку вартість і малі розміри.

4. Керування живленням. У пристрої застосовується спеціальний блок живлення і процесор, які забезпечують низьку вартість, низький рівень шуму, низький струм спокою для сигнальних ланцюгів і процесора. А одноелементний літій-іонний акумулятор може бути використаний тривалий час.

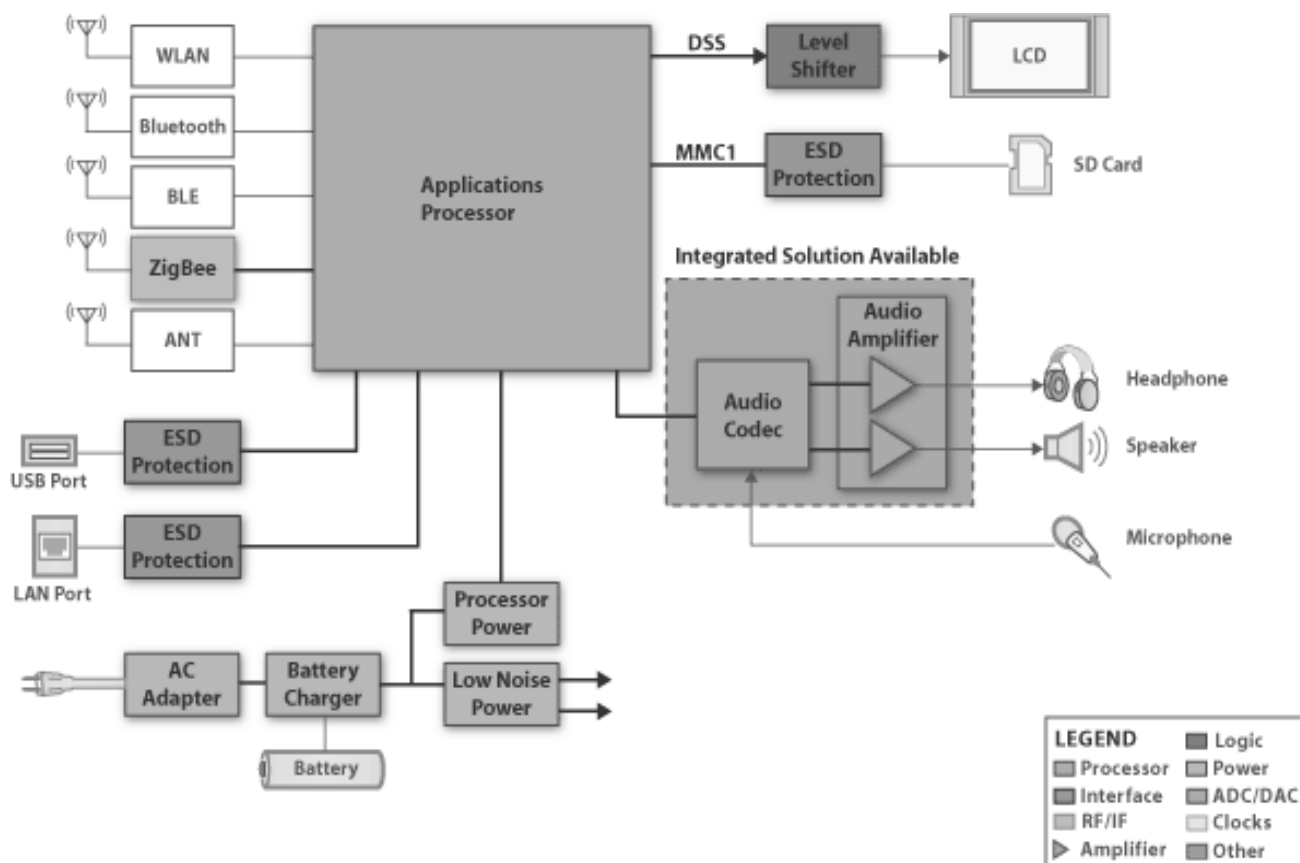


Рис. 5.1.1. Структурна схема діагностичного пункту



На малюнку 5.1.2 представлений варіант використання мікроконтролеру для створення телемедичного консультативного центру з відеовиходом.

Такі консультативні центри повинні забезпечувати відмінні зображення і звук. Тому системні рішення включають такі ключові компоненти:

1. Процесор. Процесор OMAP3530 має ARM Cortex A8 орієнтовану архітектуру, яка забезпечує аудіо- та відеоінтерфейси периферійних пристроїв. Вона включає в себе HD-відеоприскорювач для включення потокового відео високої роздільної здатності. Для TMC систем, які не потребують потокового HD-відео, слід використовувати AM3517, який не підтримує HD-відеоприскорювач. Обидва процесора входять в останні дистрибутиви Linux і Windows сумісні за кодом.

2. Зв'язок. Для того щоб пристрій було сертифіковано, він повинен включати, принаймні, один Personal Area Network (PAN) інтерфейс, такий як USB і Bluetooth, і один інтерфейс Wide Area Network (WAN) для локальної мережі (LAN), такий як Ethernet і ZigBee.

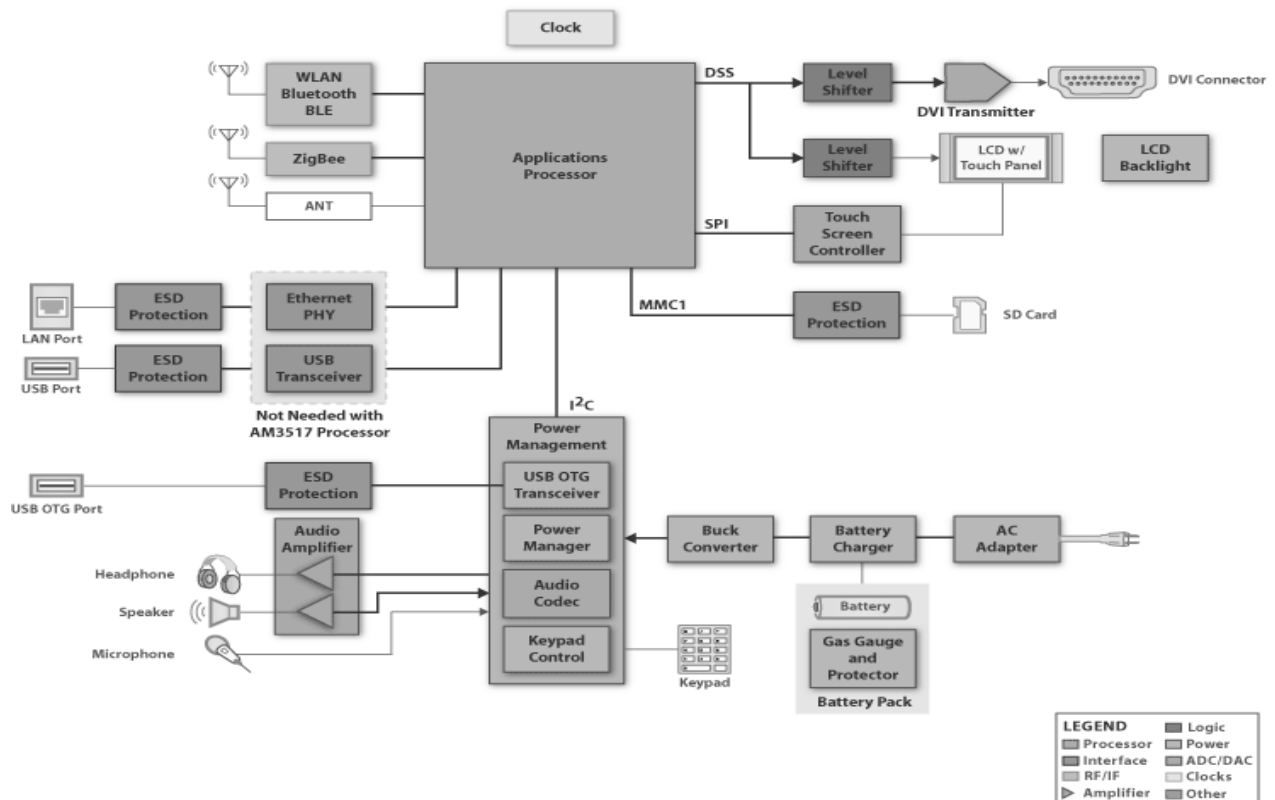
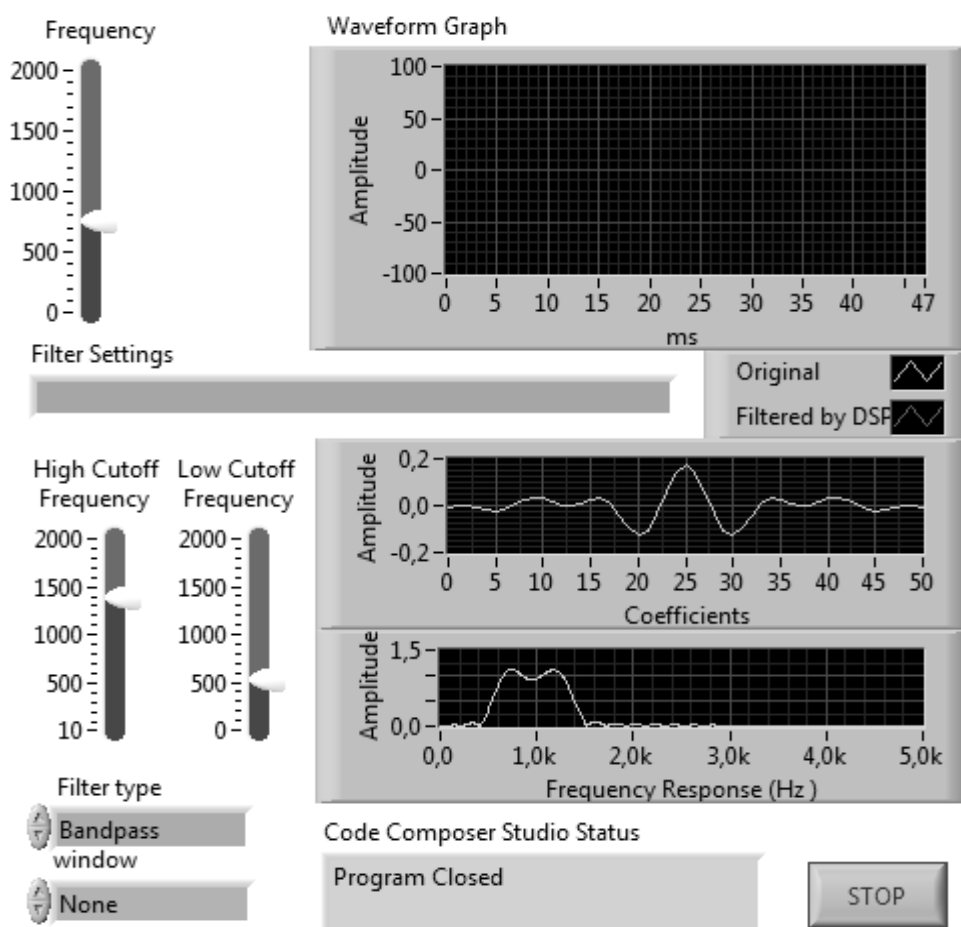


Рис. 5.1.2. Структурна схема телемедичного консультативного центру





**Рис. 5.1.4 Зовнішній вигляд системи керування приладом**

2. Дослідити роботу компонентів LabVIEW DSP Test Integration Toolkit. Описати призначення і функціональні можливості компонентів низького рівня RTDX та CCS IDE для віртуального інтерфейсу DSP Test Integration Advanced VI.

3. Задokumentувати для звіту зняті в експериментах частотні діаграми і характеристики. Сформулювати у звіті по виконаній роботі висновки за результатами досліджень і підготувати відповіді на контрольні питання.

### Методичні вказівки

1. Для виконання даної лабораторної роботи необхідно використати елементи керування National Instruments LabVIEW 2010, що представлені на рис. 5.1.3 і 5.1.4. Установити задані викладачем параметри фільтру:

Amplitude (A) = 0.50V;

Low Cut-off Frequency (LF) = 500Hz;

High Cut-off Frequency (HF) = 1e+03Hz;

2. Задіяти програмні методи управління цифровим фільтром за допомогою компонентів DSP Test Integration Advanced VI на рівні RTDX та CCS IDE при розробці програмного забезпечення в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
// Ініціалізація змінних і каналів RTDX
#define BUFFER_SIZE 48
RTDX_CreateInputChannel(cinput);
RTDX_CreateInputChannel(ccoeffs);
RTDX_CreateOutputChannel(coutput);
int input[BUFFER_SIZE], output[BUFFER_SIZE];

// Активація каналів RTDX
RTDX_enableInput(&cinput);
RTDX_enableInput(&ccoeffs);
RTDX_enableOutput(&coutput);
```

3. Реалізувати читання / запис даних з цифрових каналів за допомогою компонентів DSP Test Integration Advanced VI на рівні RTDX та CCS IDE в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```
int i;
double filtered;

// Читання-запис у канали RTDX
for ( ; ; )
{
    /* Wait for new buffer */
    while(!RTDX_read(&cinput, input, sizeof(input)));
    /* See if there are new coefficients to be read */
    if (!RTDX_channelBusy(&ccoeffs))
        RTDX_readNB(&ccoeffs, &gFIRCoefficients, sizeof(gFIRCoefficients));
```

```

    for(i=0; i<BUFFER_SIZE; i++)
    {
        filtered = BandpassFilter (input[i]*gain, kTAPS, gFIRHistory, gFIRCoefficients);
        output[i] = (int)(filtered + 0.5); // round to nearest
    }
    RTDX_write(&coutput, &output, sizeof(output));
}

```

4. Реалізувати цифровий смуговий фільтр ФНЧ і ФВЧ в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio:

```

// The simple Band-Pass Filter
double BandpassFilter (double val, int nTaps, double* history, double* coefs)
{
    double temp, filtered_val, hist_elt;
    int i;
    hist_elt = val;
    filtered_val = 0.0;
    for (i = 0; i<nTaps; i++)
    {
        temp = history[i];
        filtered_val += hist_elt * coefs[i];
        history[i] = hist_elt;
        hist_elt = temp;
    }
    return filtered_val;
}

```

Або реалізувати цифровий смуговий фільтр Бесселя заданого викладачем порядку фільтра (n) в середовищі програмування мікропроцесорів Code Composer Studio, коефіцієнти якого (a, b) розраховуються студентом самостійно:

```

// Bessel Filter Coefficients for n = 6
int npoints, index, j, k1, k2, xr, tr;

```

```

int n, n_index, n_dat, n_teil, n_fil, data;
float daten[256], koef[4][3], a[4][3], b[4][3];
float spei_x[4][3], spei_y[4][3], x[256], y[256], xtime[256];

void BesselFilter (void)
{
for (j=1;j<a_file;j++)
{
xtime[j]= j/(a_file);
x[j]= exp(-cos(j)/sin(a_file))+exp(cos(j)/sin(a_file));
}
/* n=6, F1=48Hz */
n = 6;
/* F2=1000Hz */
/* Coefficient a: */
a[1][0]=0.927303; a[1][1]=1.854607; a[1][2]=0.927303;
a[2][0]=0.941331; a[2][1]=1.882663; a[2][2]=0.941331;
a[3][0]=0.967707; a[3][1]=1.935413; a[3][2]=0.967707;
/* Coefficient b: */
b[1][0]=1.0;    b[1][1]=1.851753; b[1][2]=0.857460;
b[2][0]=1.0;    b[2][1]=1.880051; b[2][2]=0.885275;
b[3][0]=1.0;    b[3][1]=1.933302; b[3][2]=0.937524;
for(n_teil=1;n_teil<(int)(n|2);n_teil++)
{
    for(n_fil=1;n_fil<2;n_fil++)
    {
        spei_x[n_teil][n_fil]=0;
        spei_y[n_teil][n_fil]=0;
    }
}

```

```

for(n_dat=1;n_dat<a_file;n_dat++)
{
    spei_x[1][0]=x[n_dat];
    for(n_teil=1;n_teil<(int)(n/2);n_teil++)
    {
        spei_y[n_teil][0]=spei_x[n_teil][0]*a[n_teil][0]+
            spei_x[n_teil][1]*a[n_teil][1]+
            spei_x[n_teil][2]*a[n_teil][2];
        spei_y[n_teil][0]=spei_y[n_teil][0]*b[n_teil][0]-
            spei_y[n_teil][1]*b[n_teil][1]-
            spei_y[n_teil][2]*b[n_teil][2];
        spei_x[n_teil][2]=spei_x[n_teil][1];
        spei_x[n_teil][1]=spei_x[n_teil][0];
        if(n_teil<(int)(n/2))
        {
            spei_x[n_teil][0]=-spei_y[n_teil][0]; }
        spei_y[n_teil][2]=spei_y[n_teil][1];
        spei_y[n_teil][1]=spei_y[n_teil][0];
    }
    y[n_dat]=spei_y[1][0];
}
for(n_index=1;n_index<a_file;n_index++)
{
    x[n_index]=y[n_index-1];
}
for(index=30;index<a_file;index++)
{
    time[index-30], x[index];
}
}

```

5. Завантажити програмне забезпечення для мікроконтролеру Texas Instruments DSK6400, що розроблено в середовищі програмування Code Composer Studio і компільоване у проект:

Project (PJT) – example.pjt.

За допомогою графічних засобів Waveform Graph отримати частотні діаграми і характеристики цифрового фільтру.

### Контрольні питання

1. Які типи елементів можна виділити у складі телемедичної системи?
2. Що таке компоненти DSP Test Integration Advanced VI?
3. З яких міркувань вибрано мікроконтролер Texas Instruments DSK6400?
4. Поясніть принципи керування каналами передачі даних на рівні RTDX та CCS IDE.
5. Поясніть процедуру ініціалізації змінних і каналів RTDX.
6. Поясніть роботу компоненту CCS RTDX Read Array DBL.
7. Особливості використання процесорів OMAP3530 і AM3517 для TMC?

### Література

1. [www.ti.com](http://www.ti.com)
2. Тартаковский, Д.Ф. Метрология, стандартизация и технические средства измерений / Д.Ф. Тартаковский, А.С. Ястребов. – М. : Высшая школа, 2002. – 206 с.
3. Пухальский, Г.И. Проектирование микропроцессорных устройств : учебное пособие для вузов / Г.И. Пухальский. – СПб. : Политехника, 2001. – 588 с.
4. Фомичев, А.В. Цифровые интегральные микросхемы. Справочное пособие по информационно-технологическому обеспечению проектирования радиоэлектронных систем / А.В. Фомичев, В.М. Строев, А.Н. Ветров. – М. : Машиностроение, 1999. – 123 с.
5. Рябенкий В.М., Жуйков В.Я., Гулий В.Д. Цифрова схемотехніка: Навч. посібник. - Львів: «Новий Світ-2000», 2009.-736 с.
6. Технология производства радиоэлектронной аппаратуры /С.В. Фролов и др. – Тамбов: Изд-во ГОУ ВПО ТГТУ, 2010. – 96 с.
7. Лебедев О.М., Ладик О.І. Цифрова техніка. – К.: ІВЦ «Видавництво «Політехніка»», 2004 р.